

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-333047

(43) 公開日 平成10年(1998)12月18日

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>

識別記号

P I

G 0 2 B 21/22

G 0 2 B 21/22

A 6 1 B 19/00

5 0 8

A 6 1 B 19/00

5 0 8

G 0 2 B 13/24

G 0 2 B 13/24

21/18

21/18

21/36

21/36

審査請求 未請求 請求項の数4 O L (全 23 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平9-353354

(22) 出願日 平成9年(1997)12月22日

(31) 優先権主張番号 特願平9-85286

(32) 優先日 平9(1997)4月3日

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 森田 和雄

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

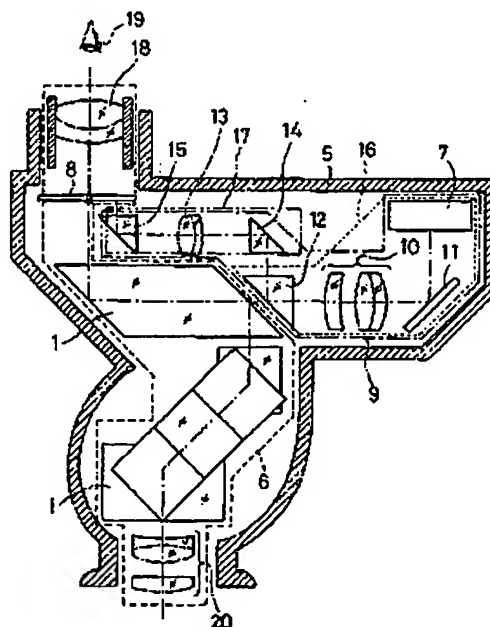
(74) 代理人 弁理士 篠原 幸司

(54) 【発明の名称】 手術用顕微鏡

(57) 【要約】

【課題】 眼幅調整に伴う手術用顕微鏡の接眼像面移動に内視鏡光学系により得られる観察像を追従して投影させ、眼幅調整によらず、常に手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系を介して同時に観察可能で、かつ、作業性の良い小型の手術用顕微鏡を提供する。

【解決手段】 手術用顕微鏡光学系とは別体の内視鏡光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系18へ導く画像投影光学系9を有し、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、画像投影光学系9は、コリメート光学系11と結像光学系13とからなり、コリメート光学系11は、内視鏡光学系による観察像から射出する光束をコリメートしてアフォーカル光束とし、結像光学系13は、コリメート光学系11より射出するアフォーカル光束を手術用顕微鏡光学系の接眼像面に結像することを特徴とし、かつ、結像光学系13は、その開口がアフォーカル光束を取り込める範囲内で少なくとも移動するように構成されている。



(2)

特開平10-333047

1

2

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 手術用顕微鏡光学系とは別体の内視鏡光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導く画像投映光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、

前記画像投映光学系は、コリメート光学系と結像光学系とからなり、

コリメート光学系は、内視鏡光学系による観察像から射出する光束をコリメートしてアフォーカル光束とし、

結像光学系は、前記コリメート光学系より射出するアフォーカル光束を手術用顕微鏡光学系の接眼像面に結像することを特徴とし、

かつ、前記結像光学系は、その開口が前記アフォーカル光束を取り込める範囲内で少なくとも移動することを特徴とする手術用顕微鏡。

【請求項2】 手術用顕微鏡光学系とは別体の内視鏡光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導く画像投映光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、

前記画像投映光学系は、コリメート光学系と結像光学系とからなり、

コリメート光学系は、内視鏡光学系による観察像から射出する光束をコリメートしてアフォーカル光束とし、

結像光学系は、前記コリメート光学系より射出するアフォーカル光束を手術用顕微鏡光学系の接眼像面に結像することを特徴とし、

かつ、画像投映光学系のコリメート光学系と結像光学系の間を結ぶアフォーカル光束の光軸は、内視鏡光学系による観察像を投影するさきの手術用顕微鏡接眼光学系が眼幅調整によってスライドする方向と平行であり、前記結像光学系はその開口が前記アフォーカル光束を取り込める範囲内で、かつ、前記アフォーカル光束の光軸と平行方向に移動することを特徴とする手術用顕微鏡。

【請求項3】 手術用顕微鏡光学系とは別体の内視鏡光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導く画像投映光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、

前記画像投映光学系は、コリメート光学系と結像光学系とからなり、

コリメート光学系は、内視鏡光学系による観察像から射出する光束をコリメートしてアフォーカル光束とし、

結像光学系は、前記コリメート光学系より射出するアフォーカル光束を手術用顕微鏡光学系の接眼像面に結像することを特徴とし、

かつ、画像投映光学系のコリメート光学系と結像光学系の間を結ぶアフォーカル光束の光軸は、内視鏡光学系による術部観察像を投影するさきの手術用顕微鏡接眼光学系が眼幅調整によってシフトする方向に対して垂直であり、前記結像光学系はその開口が前記アフォーカル光束を取り込める範囲内で、かつ、前記アフォーカル光束の

光軸と垂直な面内に移動することを特徴とする手術用顕微鏡。

【請求項4】 手術用顕微鏡光学系とは別体の内視鏡光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導く画像投映光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、

手術用顕微鏡光学系のうち、双眼鏡筒部光学系内に光束進行方向転換素子として、プリズム内で3回反射する台形プリズムを少なくとも左右1対配置したことを特徴とする手術用顕微鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡観察を併用する場合に好適な手術用顕微鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より手術用顕微鏡は、脳神経外科、耳鼻咽喉科、眼科等の外科手術に用いる術部を観察者が拡大観察することによって、手術の能率を向上させる等の重要な役割を果たしている。さらに、近年ではより手術を低侵襲に行うため、従来、手術用顕微鏡観察下のみで行っていた手術に内視鏡観察が併用されており、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像を同時に観察できることが望まれている。従来、このような手術用顕微鏡と内視鏡との組み合わせにおいては、特開昭62-166310号公報にあるような顕微鏡では、観察不可能な細部内の観察を行うために、固体撮像素子を搭載した立体観察用内視鏡を実体顕微鏡に移動自在に設け、さらに、前記固体撮像素子からの画像を映し出すための画像再生手段と、画像再生手段上の画像を接眼光学系に導く画像投影手段を有し、接眼光学系を共用し、実体顕微鏡観察像と、内視鏡観察像の同時観察が行えるようにしたものが知られている。

【0003】しかし、前記特開昭62-166310号公報の技術は、手術用顕微鏡の眼幅調整に伴う接眼像面の移動に対する課題に関して全く触れられておらず、現実的な手術用顕微鏡への採用手段が無い。前記眼幅調整とは、手術用顕微鏡の左右接眼像面から左右接眼レンズまでを互いに移動させ、観察者の左右瞳孔間隔に、手術用顕微鏡の左右アイポイント間隔を合わせる調整機構であり、全ての手術用顕微鏡が搭載している調整機構である。特開昭62-166310号公報内の技術のみで実際に眼幅調整を行うとすると、眼幅調整に伴う接眼光学系の移動に前記画像再生手段上の観察像の投影を追従させるために、前記画像再生手段から前記画像投影手段までを接眼像面の移動と一体に移動させなければならない。このことは、手術用顕微鏡ハウジング内にこれら移動する光学系や各素子の移動分のスペースまで必要となるため、手術用顕微鏡ハウジングは非常に大型化してしまう。手術用顕微鏡においては、作業性向上のため手術用顕微鏡全体としての小型化は必須であり、前記特開昭6

(3)

特開平10-333047

3

2-166310号公報の技術での小型化は不可能であった。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、従来の技術の有するこのような問題点に鑑みてなされたものであり、眼幅調整に伴う手術用顕微鏡の接眼像面移動に内視鏡光学系により得られる観察像を追従して投影させ、眼幅調整によらず、常に手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系を介して同時に観察可能で、かつ、作業性の良い小型手術用顕微鏡を提供すること

【0005】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、請求項1に記載の手術用顕微鏡によれば、手術用顕微鏡光学系とは別体の内視鏡光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導く画像投映光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、前記画像投影光学系は、コリメート光学系と結像光学系とからなり、コリメート光学系は、内視鏡光学系による観察像から射出する光束をコリメートしてアフォーカル光束とし、結像光学系は、前記コリメート光学系より射出するアフォーカル光束を手術用顕微鏡光学系の接眼像面に結像することを特徴とし、かつ、前記結像光学系は、その開口が前記アフォーカル光束を取り込める範囲内で少なくとも移動することを特徴としている。

【0006】この構成によれば、眼幅調整により移動してしまう接眼光学系の接眼像面に対し、内視鏡光学系による観察像を追従して投影することができる。よって、観察者に眼幅調整によらず常に手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像の同時観察を提供することができる。さらに、前記コリメート光学系は、手術用顕微鏡ハウジング内に前記コリメート光学系の移動スペースを設ける必要がないため、手術用顕微鏡の小型化が図れる。さらに、画像投影光学系と手術用顕微鏡光学系は、互いに独立して、互いを構成する光学素子を共用することはない。よって、互いの光学系が作る観察像を劣化しあうことがないため、両観察像をクリアに保つことができる。

【0007】また、請求項2に記載の手術用顕微鏡は、手術用顕微鏡光学系とは別体の内視鏡光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導く画像投映光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、前記画像投影光学系は、コリメート光学系と結像光学系とからなり、コリメート光学系は、内視鏡光学系による観察像から射出する光束をコリメートしてアフォーカル光束とし、結像光学系は、前記コリメート光学系より射出するアフォーカル光束を手術用顕微鏡光学系の接眼像面に結像することを特徴とし、かつ、画像投影光学系のコリメート光学系と

4

結像光学系の間を結ぶアフォーカル光束の光軸は、内視鏡光学系による観察像を投影する先の手術用顕微鏡接眼光学系が眼幅調整によってスライドする方向と平行であり、前記結像光学系はその開口が前記アフォーカル光束を取り込める範囲内で、かつ、前記アフォーカル光束の光軸と平行方向に移動することを特徴としている。

【0008】この構成の画像投影光学系は、イエニチタイプの眼幅調整機構を有する手術用顕微鏡に非常に適しており、眼幅調整によりスライドしてしまう接眼光学系の接眼像面に内視鏡光学系による観察像を追従して投影することができる。よって、観察者に眼幅調整によらず常に手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像の同時観察を提供することができる。さらに、前記コリメート光学系は手術用顕微鏡の眼幅調整に対して不動であり、手術用顕微鏡ハウジング内に前記コリメート光学系の移動スペースを設ける必要がないため、手術用顕微鏡の小型化が図れる。さらに、画像投影光学系と手術用顕微鏡光学系は互いに独立して、互いに構成する光学素子を共用することはない。よって、互いの光学系が作る観察像を劣化しあうことがないため、両観察像をクリアに保つことができる。

【0009】また、請求項3に記載の手術用顕微鏡によれば、手術用顕微鏡光学系とは別体の内視鏡光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導く画像投映光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、前記画像投影光学系は、コリメート光学系と結像光学系とからなり、コリメート光学系は、内視鏡光学系による観察像から射出する光束をコリメートしてアフォーカル光束とし、結像光学系は、前記コリメート光学系より射出するアフォーカル光束を手術用顕微鏡光学系の接眼像面に結像することを特徴とし、かつ、画像投影光学系のコリメート光学系と結像光学系の間を結ぶアフォーカル光束の光軸は、内視鏡光学系による術部観察を投影する先の手術用顕微鏡接眼光学系が眼幅調整によってシフトする方向に対して垂直であり、前記結像光学系はその開口が前記アフォーカル光束を取り込める範囲内で、かつ、前記アフォーカル光束の光軸と垂直な面内に移動することを特徴としている。

【0010】この構成の画像投影光学系は、ジーテントップタイプの眼幅調整機構を有する手術用顕微鏡に非常に適しており、眼幅調整によりシフトしてしまう接眼光学系の接眼像面に内視鏡光学系による観察像を追従して投影することができる。よって、観察者に眼幅調整によらず常に手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像の同時観察を提供することができる。さらに、前記コリメート光学系は、手術用顕微鏡の眼幅調整に対して不動であり、手術用顕微鏡ハウジング内に前記コリメート光学系の移動スペースを設ける必要がないため、手術用顕微鏡の小型化が図れる。さらに、画像投影光学系と手術用顕微鏡光

(4)

特開平10-333047

5

光学系は、互いに独立していて、互いを構成する光学素子を共用することはない。よって、互いの光学系が作る観察像を劣化しあうことがないため、両観察像をクリアに保つことができる。

【0011】また、請求項4に記載の手術用顕微鏡は、手術用顕微鏡光学系とは別体の内視鏡光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導く画像投影光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、手術用顕微鏡光学系のうち、双眼鏡筒部光学系内に光束進行方向転換素子として、プリズム内で3回反射する台形プリズムを少なくとも左右1対配置することを特徴としている。画像投影光学系を内蔵する手術用顕微鏡は小型化のため、画像投影光学系の小型化は勿論のこと、手術用顕微鏡光学系の小型化も図らねばならない。よって、前記構成であれば、同じ目的を達成するためのプリズム内で2回反射する台形プリズム（図20（a））に比べて厚さ方向の小型化が達成でき、画像投影光学系に隣接して配置する手術用顕微鏡双眼鏡筒部光学系の小型化が可能となるため、手術用顕微鏡観察像及び内視鏡観察像の両観察像を同時に観察可能な小型の手術用顕微鏡を提供することができる。

【0012】

【発明の実施の形態】

#### 第1実施例

図1は、手術用顕微鏡の第1実施例であって、手術用顕微鏡における双眼鏡筒部の光学系の構成を側面から見た概略構成図である。また、図2は、図1における接眼光学系を示す説明図である。以下、図1及び図2を用いて、第1実施例における手術用顕微鏡の双眼鏡筒部の光学系の構成について説明する。図1及び図2において、1は平行四辺形プリズム、2は平行四辺形プリズムへの入射光軸、3は接眼光学系、4はアイポイント、5は手術用顕微鏡双眼鏡筒ハウジング、6は手術用顕微鏡双眼鏡筒部光学系、7は電子画像を表示する小型LCD、8は右眼用接眼像面、9は画像投影光学系、10はコリメート光学系、11はミラー、12はプリズム、13は結像光学系、14はプリズム、15はプリズム、16は双眼鏡筒部の眼幅調整に対して不動な固定部、17は双眼鏡筒部の眼幅調整に伴い移動する接眼像面と一体となって移動する移動部、18は接眼光学系、19は観察者の瞳孔、20は双眼鏡筒部光学系の結像光学系、Iはイメージローテーターを夫々示している。

【0013】図1における手術用顕微鏡双眼鏡筒部の眼幅調整は、図2に示すように手術用顕微鏡の双眼鏡筒部光学系の左右の平行四辺形プリズム1を平行四辺形プリズム1の入射光軸2を回転軸として左右対称に回転させることで平行四辺形プリズム1の射出側に配置して左右の接眼光学系3間の距離を変化させ、左右のアイポイント4の間隔aを調整するジューテントップ方式を用いている。また、図1において、手術用顕微鏡の双眼鏡筒部ハ

6

ウジング5内には、双眼鏡筒部光学系6と、電子画像を表示する小型LCD7と、小型LCD7から射出する光束を右眼用接眼像面8へと導き結像する画像投影光学系9が配置されている。前記画像投影光学系9は、小型LCD7から射出する光束をコリメートしてアフォーカル光束とするコリメート光学系10と、コリメート光学系10から射出するアフォーカル光束を手術用顕微鏡の右眼用接眼像面8上へ結像する結像光学系13とからなり、前記コリメート光学系10は、小型LCD7、ミラー11、プリズム12と共に双眼鏡筒部の眼幅調整に対して不動な固定部16を構成している。

【0014】また、前記結像光学系13は、プリズム14、15と共に双眼鏡筒部の眼幅調整に伴い移動する右眼用接眼像面8と一体となって移動する移動部17を構成している。前記画像投影光学系の固定部16と移動部17を結ぶ光束は、アフォーカル光束となっているため、画像投影光学系は移動部の開口が前記アフォーカル光束を取り込める範囲内で、双眼鏡筒部の眼幅調整に伴いシフトしても、小型LCD上の電子画像を常に接眼像面8上に投影することができる。よって、観察者は右眼用の手術用顕微鏡の接眼光学系によって得られる観察視野内に小型LCD上の電子画像を観察する事ができる。

【0015】図3（a）（b）は、上記した構成における光学的原理を示す説明図であって、（a）は結像光学系が光軸上に配置されていることを示し、（b）は結像光学系が光軸に対して垂直な面内にシフトしていることを示している。以下、図3（a）（b）を用いて、第1実施例における上記構成の画像投影光学系の光学的原理について説明する。図3において、21は小型LCD、22は小型LCDを射出した光束、23は画像投影光学系固定部、24はコリメート光学系、25はアフォーカル光束、26は画像投影光学系移動部、27はアフォーカル光束の光軸、28は接眼像面、29は結像光学系を夫々示す。図3（a）において、小型LCD21を射出した光束22は画像投影光学系固定部23のコリメート光学系24を通過し、アフォーカル光束25となる。ここで、前記固定部を構成する各光学素子は、画像投影光学系移動部26の移動範囲をカバーする大きさを有しているため、前記アフォーカル光束25の幅よりも前記画像投影光学系移動部26の移動範囲をカバーしている。よって、図3（b）のように、前記移動部26内の結像光学系29は自身が前記アフォーカル光束25の光軸27に対して垂直な面内にシフトしても常に小型LCD21からの光束を同条件で受けることができ、また、接眼像面28も結像光学系29と一体となってシフトしているため、常に結像光学系29は接眼像面28上の固定位置への電子画像の結像を行っている。

【0016】図4は、第1実施例に用いる画像投影光学系のプリズムやミラーによる光束の反射状態を示す説明図である。以下、図4を用いて、第1実施例に用いる回

(5)

特開平10-333047

7

8

像投影光学系のプリズムやミラーによる光束の反射状態について説明する。図4において、30はプリズム、31はプリズム、32は接眼像面、33は平行四辺形プリズムの入射光軸、34は小型LCD、35は投影画像を夫々示す。図4において、前記画像投影光学系9の移動部の2つのプリズム30、31は、2回反射で画像投影光学系9の固定部を射出する光束を進行方向を変えることなく、シフトのみで接眼像面32へ到達するように構成されている。このような構成であれば、画像投影光学系9の移動部が接眼像面32と一体となって平行四辺形プリズムの入射光軸33を回転軸として回転しても接眼像面32に投影する小型LCD34上の電子画像は回転してしまわない。その他、プリズム、ミラーも図4に示す構成としているため、常に接眼像面32上に小型LCD34上の電子画像を正しい向きで投映することができる。

【0017】図5は、第1実施例において、図1乃至図4で用いた手術用顕微鏡にCCDを搭載した内視鏡を併用させた場合を示す概念図である。以下、第1実施例において、上記構成の手術用顕微鏡にCCDを搭載した内視鏡を併用させた場合について説明する。図5において、36は手術用顕微鏡では観察不可能な細穴部内、37はCCDを搭載した内視鏡、38は手術用顕微鏡の右眼用接眼光学系で得られる観察視野、39は手術用顕微鏡観察像、40は内視鏡観察像、41はカメラコントロールユニット、42は内視鏡用光源、43は内視鏡用CCDカメラアダプター、44は手術用顕微鏡用光源、45はケーブル、46はライトガイド、47はライトガイド、48は手術用顕微鏡双眼鏡筒、49は手術用顕微鏡本体、50は観察者、51は術部を夫々示す。図5において、前記手術用顕微鏡49では観察不可能な術部中の細穴部内36を観察するために、CCDを搭載した内視鏡37を併用し、このCCDを搭載した内視鏡37により撮像した電子画像を前記画像投影光学系9（図1、3及び4）の前記小型LCD34（図4）に表示することで、手術用顕微鏡49の双眼鏡筒部48の眼幅調整に伴い移動する右眼用接眼像面上に前記小型LCD34（図4）上の電子画像を追従して投影し、観察者50の眼幅調整によらず、手術用顕微鏡49の右眼用接眼光学系で得られる観察視野38内に手術用顕微鏡観察像39と内視鏡観察像40を同時に観察することが可能な手術用顕微鏡を提供することができる。また、第1実施例による手術用顕微鏡49は、図1に示す双眼鏡筒部ハウジング5内の比較的空間を要する小型LCD7やコリメート光学系10、ミラー11、プリズム12が不動のため、ハウジング内に移動分のスペースを用意する必要がなく上記利点を保ったまま作業性の良い小型手術用顕微鏡を観察者に提供することができる。

【0018】図6は、第1実施例における手術用顕微鏡の右眼用の手術用顕微鏡接眼像を示す図である。以下、

図6を用いて、第1実施例における手術用顕微鏡の右眼用の手術用顕微鏡接眼像について説明する。図6において、52は手術用顕微鏡接眼像、53は手術用顕微鏡接眼像の右上隅の部分、54は手術用顕微鏡観察視野中心、55は手術用顕微鏡観察像、56は内視鏡観察像を夫々示す。図6において、第1実施例における画像投影光学系9（図1、3及び4）は、右眼用の手術用顕微鏡観察像52に対して、右上隅の部分53に小型LCD34（図4）上の電子画像を投影しており、手術用顕微鏡観察視野中心54付近は必ず手術用顕微鏡観察像が観察可能となるようにしている。この構成であれば、メイン観察像としての手術用顕微鏡観察像55とガイド的役割をもつ内視鏡観察像56の観察が両立できる。また、手術用顕微鏡観察視野中心54付近に見える被観察物体は、オートフォーカス機能を有する手術用顕微鏡にとってピントを合わせるポイントであるため、手術用顕微鏡観察視野中心54は必ず手術用顕微鏡観察像55が見えなければならない。第1実施例では、手術用顕微鏡観察視野中心54付近は、手術用顕微鏡観察像が観察できるためオートフォーカス機能を用いる際に障害となることは無い。なお、第1実施例では、手術用顕微鏡49の右眼用接眼像面上に小型LCD34（図4）上の電子画像を投影したが、左眼用接眼像面上に投影しても全く同じ効果が得られる。さらに、小型LCD34（図4）上に表示する電子画像としては内視鏡画像のみでなく、ビデオカメラ等の撮像光学系により得られる画像を表示しても良いし、コンピューターグラフィックス、手術時に必要な神経モニターの波形画像等その他の電子画像を直接表示しても良い。さらに、第1実施例では、電子画像表示手段に小型LCD34（図4）を用いたが、プラズマディスプレイ等のその他の電子画像表示手段を用いても良い。

【0019】図7は、第1実施例で用いたジータントップ方式の眼幅調整機構を有する手術用顕微鏡の双眼鏡筒部光学系の配置図であって、眼幅調整に伴い移動する平行四辺形プリズムと接眼光学系と画像投影光学系のみを抜粋して示した詳細な側面配置図である。以下、図7を用いて、第1実施例で用いたジータントップ方式の眼幅調整機構を有する手術用顕微鏡の双眼鏡筒部光学系の構成について説明する。図7において、57は画像投影光学系、58は画像投影光学系移動部、59は小型LCDからの光束が最初に透過する光学素子、60は平行四辺形プリズム1の回転軸、61は接眼光学系の光軸、62は小型LCD、63は画像投映光学系固定部を夫々示す。図7において、双眼鏡筒部の眼幅調整に伴い移動する画像投影光学系移動部58を構成する光学素子のうち、小型LCD62からの光束が最初に透過する光学素子59は、双眼鏡筒部光学系の眼幅調整に伴い移動する平行四辺形プリズム1の回転軸60から20mmの位置に配置されていて、また平行四辺形プリズム1の回転軸

(6)

特開平10-333047

9

19

60から接眼光学系の光軸61までの距離34.5mmとなるように配置されている。

【0020】この構成であると、前記光学系59の眼幅調整に伴う移動量は接眼像面の移動量より少なく済み、眼幅調整に伴い移動する画像投影光学系移動部58に小型LCD62からの光束を供給する眼幅調整に対して不動な画像投影光学系固定部63のさらなる小型化が図れる。第1実施例では、20mmとしたが、20mm以下であっても良い。また、第1実施例における手術用顕微鏡光学系と画像投影光学系9は、互いに独立し、互いに光学系を共用することがないため、互いの光学系が作り出す観察像を劣化し合うことがない。よって、観察者にクリアな両眼観察像を提供することができる。

#### 【0021】第2実施例

図8は、手術用顕微鏡の第2実施例であって、手術用顕微鏡の接眼光学系付近と画像投影光学系の光学系配置の正面図であり、図9は、その上面図である。また、図10は、第2実施例で用いる手術用顕微鏡の双眼鏡筒部の眼幅調整がイエンチタイプ方式であることを示す説明図である。以下、図8、9、及び10を用いて、手術用顕微鏡の第2実施例における接眼光学系付近と画像投影光学系の光学系配置について説明する。図8、9及び10において、64は左右の接眼光学系、65はミラー、66は左右のアイポイント、67は小型LCD、68は左右の接眼像面、69は画像投影光学系、70はコリメート光学系、71はミラー、72はプリズム、73は結像光学系、74はプリズム、75はプリズム、76はアフォーカル光束の光軸、Pは面内で3回反射する右形プリズムを示す。第2実施例中の手術用顕微鏡の双眼鏡筒部の眼幅調整は、図10に示すように、手術用顕微鏡の双眼鏡筒部光学系の左右の接眼光学系64の直前のミラー65を互いにスライドさせ、さらに左右の接眼光学系64は前記ミラー65に追従してスライドしつつミラー65のスライドによる光路長の変化をキャンセルすべく上下にもスライドして左右のアイポイント66の間隔eを調整するイエンチタイプ方式を用いている。

【0022】第2実施例は、図8、9に示すように、手術用顕微鏡の双眼鏡筒部ハウジング内に双眼鏡筒部光学系6（図1）と、電子画像を表示する2つの小型LCD67と、小型LCD67から射出する光束を左右の接眼像面68へと導き結像する2本の画像投影光学系69とを配置している。図9において、前記画像投影光学系69は、小型LCD67から射出する光束をコリメートしてアフォーカル光束とするコリメート光学系70と、コリメート光学系70から射出するアフォーカル光束を手術用顕微鏡の接眼像面68上へ結像する結像光学系73とからなり、前記コリメート光学系70は、小型LCD67、ミラー71、プリズム72と共に双眼鏡筒部の眼幅調整に対して不動な固定部を構成している。図9において、前記結像光学系73は、プリズム74、75と共

に双眼鏡筒部の眼幅調整に伴い移動する接眼像面68（図8）と一体となって移動する移動部を構成している。

また、図9において、前記画像投影光学系69の固定部と移動部を結ぶ光束は、アフォーカル光束となっており、さらに前記アフォーカル光束の進行方向を、画像を投影するさきの接眼像面68（図8）のスライド方向と同じ向きになるように画像投影光学系69の固定部のプリズム72を配置し、また画像投影光学系69の移動部の結像光学系73とプリズム74が、双眼鏡筒部の眼幅調整に伴いスライドしても、移動部の開口が、前記接眼像面68と一体となって前記アフォーカル光束の光軸76上をスライドするように配置されている。よって、画像投影光学系69の移動部が双眼鏡筒部の眼幅調整に伴い移動しても、小型LCD67上の電子画像を常に接眼像面68上に投影することができるため、観察者は左右の手術用顕微鏡の接眼光学系3（図8）によって得られる観察視野内に小型LCD67上の電子画像を観察することができる。

【0023】図11（a）（b）は、第2実施例における上記構成の場合の光学的原理を示す説明図である。以下、図11（a）（b）を用いて、第2実施例における上記構成の場合の光学的原理について説明する。図11（a）（b）において、77は小型LCD、78は小型LCDを射出した光束、79は画像投影光学系固定部、80はコリメート光学系、81はアフォーカル光束、82は画像投影光学系移動部、83は結像光学系、84はアフォーカル光束の光軸、85は接眼像面を夫々示す。なお、ここで説明図として用いる図9における86は接眼像面上の固定位置を示している。小型LCD77を射出した光束78は、図11（a）に示すように、画像投影光学系固定部79のコリメート光学系80を通過しアフォーカル光束81となり、また画像投影光学系移動部82内の結像光学系83は、図11（b）に示すように、結像光学系83自身が前記アフォーカル光束81の光軸84方向にスライドしても常に小型LCD77からの光束を同条件で受けることができ、また接眼像面85も結像光学系83と一体となってスライドしているため、常に結像光学系83は接眼像面85上の固定位置への電子画像の結像を行っている。

【0024】図8及び9において、第2実施例に用いる画像投影光学系69は、図8及び9に示すような光束反射を行うようにプリズムやミラーが構成されている。この構成であれば、画像投影光学系移動部82が手術用顕微鏡の双眼鏡筒部の眼幅調整に伴い移動しても常に接眼像面68上の固定位置86に小型LCD67上の電子画像を正しい向きで投影することができる。以上に示す第2実施例による手術用顕微鏡を、図5に示すように、手術用顕微鏡49では観察不可能な術部中の細穴部内36を観察するためにCCDを搭載した内視鏡37と併用した場合、前記CCDを搭載した内視鏡37により撮影し



(7)

特開平10-333047

11

た電子画像を前記画像投影光学系69の小型LCD67上に表示することで、手術用顕微鏡の双眼鏡筒部48の眼幅調整に伴い移動する左右接眼像面上に小型LCD67上の電子画像を追従して投影し、観察者に眼幅調整によらず、手術用顕微鏡の左右接眼光学系3(図8)で得られる観察視野38内に手術用顕微鏡観察像39と内視鏡観察像40を同時に観察することが可能な手術用顕微鏡を提供することができる。また、図5中のCCDを搭載した内視鏡37を、3D観察が可能なCCD搭載内視鏡にし、撮像した夫々右眼用及び左眼用観察像を画像投影光学系69の右眼用及び左眼用小型LCD67上に表示することで、手術用顕微鏡観察像39だけでなく内視鏡観察像40も同時に立体視観察が可能となる。

【0025】また、第2実施例による手術用顕微鏡は、図8及び9に示すように、双眼鏡筒部ハウジング内の比較的スペースを要する小型LCD67やコリメート光学系70、ミラー71、プリズム72が不動のため、ハウジング内に移動分のスペースを用意する必要がなく、上記利点を保ったまま作業性の良い小型な手術用顕微鏡を提供することができる。また、図12は、第2実施例の画像投影光学系における左右の手術用顕微鏡接眼像を示す図である。以下、図12を用いて、第2実施例の画像投影光学系における左右の手術用顕微鏡接眼像について説明する。図12において、87は手術用顕微鏡接眼像、88は手術用顕微鏡接眼像の右上隅の部分、89は手術用顕微鏡観察視野中心、90は手術用顕微鏡観察像、91は内視鏡観察像を夫々示す。図12に示すように、第2実施例の画像投影光学系69(図8及び9)は左右の手術用顕微鏡接眼像87に対して、右上隅の部分88に小型LCD67(図8及び9)上の電子画像を投影しており、手術用顕微鏡観察視野中心89付近は必ず手術用顕微鏡観察像90が観察可能となるように構成されている。

【0026】この構成であれば、メイン観察像としての手術用顕微鏡観察像90とガイド的役割をもつ内視鏡観察像91の観察が両立でき、左右接眼像面の手術用顕微鏡観察像90、内視鏡観察像91の融合も可能となる。また、手術用顕微鏡観察視野中心89付近に見える被観察物体は、オートフォーカス機能を有する手術用顕微鏡にとってピントを合わせるポイントであるため、手術用顕微鏡観察視野中心89には必ず手術用顕微鏡観察像90が見えなければならない。第2実施例では、手術用顕微鏡観察視野中心89付近は、手術用顕微鏡観察像90が観察できるオートフォーカス機能を用いる際に障害となることは無い。なお、第2実施例では、手術用顕微鏡の左右接眼像面上に小型LCD67(図8及び9)上の電子画像を投影したが、左右のどちらか一方の接眼像面のみへの投影でも良い。さらに、小型LCD67(図8及び9)上に表示する電子画像としては内視鏡画像のみでなく、ビデオカメラ等の撮像光学系により得られる画

12

像を表示しても良いし、コンピューターグラフィックス、手術時に必要な神経モニターの波形画像等その他の電子画像を直接表示しても良い。さらに、第2実施例では電子画像表示手段に小型LCD67(図8及び9)を用いたが、プラズマディスプレイ等のその他の電子画像表示手段を用いても良い。また、第2実施例の手術用顕微鏡光学系と画像投影光学系69(図8及び9)は互いに独立し、互いを構成する光学素子を共用することがないため、互いの光学系が作り出す観察像を劣化し合うことがない。よって、観察者にクリアな両眼観察像を提供することができる。

【0027】以下に示す表は第1実施例及び第2実施例に採用した画像投影光学系69(図8及び9)に関する数値データを示している。また、図13に前記画像投影光学系69(図8及び9)の詳細図を示す。

物点

$d_0 =$	36.5711		
$r_1 =$	85.0398		
$d_1 =$	2.1	$n_1 =$	1.76182
$r_2 =$	29.4024	$\nu_1 =$	26.52
$d_2 =$	4.5	$n_2 =$	1.51633
$r_3 =$	-40.1071	$\nu_2 =$	64.14
$d_3 =$	2.0		
$r_4 =$	492.0841		
$d_4 =$	2.5	$n_4 =$	1.51742
$r_5 =$	-51.2531	$\nu_4 =$	52.43
$d_5 =$	15.0		
$r_6 =$	$\infty$		
$d_6 =$	12.0	$n_6 =$	1.56883
$r_7 =$	$\infty$	$\nu_6 =$	56.36
$d_7 =$	6~21.5536		
$r_8 =$	$\infty$		
$d_8 =$	11.0	$n_8 =$	1.56883
$r_9 =$	$\infty$	$\nu_8 =$	56.36
$d_9 =$	2.4		
$r_{10} =$	14.2721		
$d_{10} =$	4.0	$n_{10} =$	1.51742
$r_{11} =$	-8.0096	$\nu_{10} =$	52.43
$d_{11} =$	1.1	$n_{11} =$	1.76182
$r_{12} =$	-15.5120	$\nu_{11} =$	26.52
$d_{12} =$	8.5		
$r_{13} =$	$\infty$		
$d_{13} =$	14.0	$n_{13} =$	1.56883
$r_{14} =$	$\infty$	$\nu_{13} =$	56.36
$d_{14} =$	0.5		

像点

【0028】さらに、以下に示す表は第1実施例及び第2実施例に採用した画像投影光学系(高画質LCD対応)に関する数値データを示している。また、図14に前記画像投影光学系(高画質LCD対応)の詳細図を示

(8)

特開平10-333047

13

14

す。

物点

$$d_0 = 35.5$$

$$r_1 = 112.1074$$

$$d_1 = 2.8 \quad n_1 = 1.81609 \quad \nu_1 = 46.62$$

$$r_2 = -112.1074$$

$$d_2 = 3.1$$

$$r_3 = -129.102$$

$$d_3 = 2.2 \quad n_2 = 1.84656 \quad \nu_2 = 23.78$$

$$r_4 = 129.102$$

$$d_4 = 3.1$$

$$r_5 = 72.0703$$

$$d_5 = 3.2 \quad n_3 = 1.81609 \quad \nu_3 = 46.62$$

$$r_6 = -72.0703$$

$$d_6 = 36.5 \sim 52.05635$$

$$r_7 = 39.0847$$

$$d_7 = 2.2 \quad n_4 = 1.88309 \quad \nu_4 = 40.76$$

$$r_8 = -19.1041$$

$$d_8 = 1.2$$

$$r_9 = -12.4648$$

$$d_9 = 1.2 \quad n_5 = 1.72151 \quad \nu_5 = 29.23$$

$$r_{10} = 12.4648$$

$$d_{10} = 1.2$$

$$r_{11} = 15.7439$$

$$d_{11} = 2.7 \quad n_{11} = 1.88309 \quad \nu_{11} = 40.76$$

$$r_{12} = -25.2987$$

$$d_{12} = 8.97$$

$$r_{13} = \infty$$

$$d_{13} = 14.0 \quad n_{13} = 1.55883 \quad \nu_{13} = 56.36$$

$$r_{14} = \infty$$

$$d_{14} = 0.7667$$

像点

## 【0029】第3実施例

図15は第1及び2実施例中の画像投影光学系の移動部に遮光部材を配置した第3実施例を示す図である。以下、図15を用いて、画像投影光学系の移動部に遮光部材を配置した第3実施例について説明する。図15において、92は遮光部材、93は接眼像面、94は接眼光学系、95は観察者の瞳孔、96はプリズム、Oは結像点を夫々示す。図15において、第3実施例は第1実施例及び第2実施例中の画像投影光学系26（図3）、82（図11）のうち、双眼鏡筒部48（図5）の眼幅調整に伴い移動する画像投影光学系移動部26（図3）、82（図11）に手術用顕微鏡光束の一部を遮光する遮光部材92を配置し、遮光部材92により手術用顕微鏡観察像90（図12）の一部に像のない部分を創出して、その像のない部分に小型LCD34（図4）、67（図8）上の電子画像を投影するように画像投影光学系9（図1）、69（図8）を配置したものである。本実施例では、前記遮光部材92は小型LCD34（図4）

からの光束を反射する反射部材も兼ねており、双眼鏡筒部ハウジング5（図1）内の省スペースを図っている。上記構成であると、手術用顕微鏡観察像55（図6）と内視鏡観察像56（図6）が重なり合って見えることがなく、観察者にクリアな同時観察を提供することができる。なお、小型LCD34（図4）上に内視鏡観察像56以外の例えば神経モニター等の波形画像の表示を行う場合、手術用顕微鏡観察像55と重なっても差し支えないため、前記手術用顕微鏡光束の一部を遮光する遮光部材92は、ハーフミラーと置き換えても良い。

## 【0030】第4実施例

図16は、第1及び2実施例中の画像投影光学系の移動部に可動プリズムを配置した第4実施例を示す図である。以下、図16を用いて、第1及び2実施例中の画像投影光学系の移動部に可動プリズムを配置した第4実施例について説明する。図16において、97は可動プリズム、98は移動後の可動プリズムを夫々示す。図16は、第1及び2実施例中の画像投影光学系9（図1）、69（図8）のうち、双眼鏡筒部の眼幅調整に伴い移動する画像投影光学系移動部26（図3）、82（図11）に観察者が任意に移動することのできる可動プリズム97の移動に伴い手術用顕微鏡の接眼光学系94により得られる観察者の観察視野内に投影した内視鏡観察像91（図12）が観察視野外に移動するよう構成したものである。上記構成であると、観察者が内視鏡観察像91を不要と判断した場合、観察者が内視鏡観察像91を観察視野外へ移動させることが可能となる。

## 【0031】第5実施例

図17は、第5実施例であって、第1及び2実施例中の手術用顕微鏡の双眼鏡筒部ハウジング内に双眼鏡筒部光学系、左右一対の接眼光学系、画像投影光学系、及び小型LCDを内蔵して1つのユニットとし、手術用顕微鏡本体部ハウジングに対し着脱可能な構成としていることを示す図である。以下、図17を用いて、第1及び2実施例中の手術用顕微鏡の双眼鏡筒部ハウジングユニットと手術用顕微鏡本体部ハウジングとの構成について説明する。図17において、99は双眼鏡筒部光学系、接眼光学系、画像投影光学系、及び小型LCDを内蔵したユニット、100は手術用顕微鏡本体部ハウジング、101は通常の手術用顕微鏡双眼鏡筒部ユニット、102は観察者の瞳孔、103は術部を夫々示す。第5実施例では、図17に示すように、第1及び2実施例中の手術用顕微鏡のうち、双眼鏡筒部ハウジング5（図1）内に双眼鏡筒部光学系6（図1）、左右一対の接眼光学系18（図1）、画像投影光学系9（図1）、及び小型LCD7（図1）を内蔵した1つのユニット99を、手術用顕微鏡本体部ハウジング100に対し着脱可能に構成されている。

【0032】この構成であれば、上記ユニット99と通常の手術用顕微鏡双眼鏡筒部ユニット101とシステム



(9)

特開平10-333047

15

的に交換することが可能となり、手術用顕微鏡観察像39(図5)と内視鏡観察像40(図5)の同時観察を必要としない観察者50(図5)は、手術用顕微鏡本体部49(図5)は同じままで通常の双眼鏡筒部48(図5)による手術用顕微鏡観察像39(図5)を観察することができる。手術用顕微鏡は一つの医療施設において脳神経外科、眼科、整形外科等で共同使用されることが多く、各科によって使用形態が異なるため、ユニット交換することで各科の要望に応じた手術用顕微鏡を提供することが可能となる。

#### 【0033】第6実施例

図18は第1及び第2実施例中の手術用顕微鏡の双眼鏡筒部が傾斜角可変双眼鏡筒部であり、画像投影光学系が可動鏡筒部ハウジング内に内蔵されている、第6実施例を示す図である。以下、図18を用いて、第1及び第2実施例中の手術用顕微鏡の双眼鏡筒部が傾斜角可変双眼鏡筒部の場合の可動鏡筒部ハウジング内に内蔵された画像投影光学系の構成について説明する。図18において、104は双眼鏡筒部可動鏡筒部ハウジング、105は双眼鏡筒部固定鏡筒部ハウジングを夫々示す。図18において、第6実施例は、第1及び第2実施例中の手術用顕微鏡の双眼鏡筒部48(図5)が傾斜角可変双眼鏡筒部であり、且つ画像投影光学系9が可動鏡筒部ハウジング104内に内蔵されている。接眼像面は傾斜角の可変に伴い移動するが、画像投影光学系9を可動鏡筒部ハウジング104内に内蔵すると、傾斜角可変に伴う接眼像面の移動と一体となって移動し、画像投影光学系9にとって、接眼像面は不動になるため、新たに傾斜角可変に伴う接眼像面の移動を追従する機構を設ける必要がなくなり、よけいな大型化を防ぐことが可能となる。

#### 【0034】第7実施例

図19は手術用顕微鏡の第7実施例を示す図である。以下、図19を用いて、手術用顕微鏡の第7実施例について説明する。図19において、106は小型LCDと画像投影光学系とを内蔵するハウジング、107は小型LCDと画像投影光学系とを内蔵する画像投影光学系ユニット、108は手術用顕微鏡双眼鏡筒部ハウジングを夫々示す。第7実施例は、第1実施例及び第2実施例において、小型LCD7(図1)と画像投影光学系9(図1)とを一つのハウジング106内に配置し、画像投影光学系ユニット107として通常の手術用顕微鏡双眼鏡筒部ハウジング108に対し着脱可能な構成としたものである。この構成であると、上記第5実施例の効果、双眼鏡筒部ユニットを交換するまでもなく、画像投影光学系ユニット107の着脱のみで得ることが可能となる。

#### 【0035】第8実施例

図20(a)(b)、図21(a)(b)及び図22は手術用顕微鏡の第8実施例を示す図である。図20は画像投影光学系をハウジング内に内蔵する、もしくは画像

16

投影光学系ユニットが着脱可能なジータントップ方式の眼幅調整機構を有する手術用顕微鏡双眼鏡筒部光学系の光学配置図であって、(a)はその上面図、(b)はその側面図である。図21は画像投影光学系をハウジング内に内蔵する、もしくは画像投影光学系ユニットが着脱可能なイエントタイプ方式の眼幅調整機構を有する手術用顕微鏡双眼鏡筒部光学系の光学配置図であって、

(a)はその上面図、(b)はその側面図である。図22(a)(b)は、ともに光束進行方向を180°変換させる、面内で3回反射する台形プリズムPと面内で2回反射する台形プリズムQとの比較図である。第8実施例は画像投影光学系をハウジング5(図1)内に内蔵する、もしくは画像投影光学系ユニットが着脱可能な双眼鏡筒部の双眼鏡筒部光学系6(図1)を構成する光学素子内に、左右1対の面内で3回反射する台形プリズムPを配置したものである。前記双眼鏡筒部光学系6は双眼鏡筒部ハウジング5内もしくはハウジング5周辺に画像投影光学系9(図1)を配置するためのスペースを創造しなければならない。よって、双眼鏡筒部光学系6を構成する各光学素子はできるだけ小型化しなければならない。比較的スペースを要するプリズム、特に光束進行方向を180°変換させる面内で2回反射する台形プリズムQ(図22(a))などは最も小型化しなければならない光学素子である。本実施例では前記面内で2回反射する台形プリズムQを、面内で3回反射する台形プリズムP(図22(b))に変更することで、プリズムの厚み方向の小型化を可能としている。よって、観察者に画像投影機能を有する作業性の良い小型双眼鏡筒部を提供することができる。なお、本実施例は通常の双眼鏡筒部に採用すればより小型な双眼鏡筒部を観察者に提供することが可能となる。

【0036】以下、本実施例を採用した手術用顕微鏡双眼鏡筒部光学系の数値データを示す。以下のデータは、図20に示すジータントップ方式の眼幅調整機構を有する双眼鏡筒部光学系に関する数値データである。

$$\begin{aligned}
 r_1 &= 35.53 \\
 d_1 &= 1.9 \quad n_1 = 1.60342 \quad \nu_1 = 38.03 \\
 r_2 &= \infty \\
 d_2 &= 5.1 \\
 r_3 &= 75.245 \\
 d_3 &= 2.4 \quad n_2 = 1.51633 \quad \nu_2 = 64.14 \\
 r_4 &= -30.385 \\
 d_4 &= 1.6 \quad n_3 = 1.58144 \quad \nu_3 = 40.75 \\
 r_5 &= 30.385 \\
 d_5 &= 22.5 \\
 r_6 &= \infty \\
 d_6 &= 25.607 \quad n_4 = 1.56883 \quad \nu_4 = 56.36 \\
 r_7 &= \infty \\
 d_7 &= 1.132 \\
 r_8 &= \infty
 \end{aligned}$$

(10)

特開平10-333047

17

18

$d_1 = 45.244$	$n_1 = 1.56883$	$\nu_1 = 56.36$
$r_1 = \infty$		
$d_2 = 8.0$		
$r_{10} = \infty$		
$d_{10} = 55.426$	$n_{10} = 1.51633$	$\nu_{10} = 64.14$
$r_{11} = \infty$		
$d_{11} = 1.0$		
$r_{12} = \infty$		
$d_{12} = 22.0$	$n_{12} = 1.56883$	$\nu_{12} = 56.36$
$r_{13} = \infty$		
$d_{13} = 7.931$		
$r_{14} = \infty$		
$d_{14} = 58.5$	$n_{14} = 1.56883$	$\nu_{14} = 56.36$
$r_{15} = \infty$		
$d_{15} = 3.53$		

像点

【0037】以下のデータは、図21に示すイエンチタイプ方式の眼幅調整機構を有する双眼鏡筒部光学系に関する数値データである。

$r_1 = 35.1815$		
$d_1 = 2.4$	$n_1 = 1.51742$	$\nu_1 = 52.43$
$r_2 = -24.3244$		
$d_2 = 1.6$	$n_2 = 1.62588$	$\nu_2 = 35.70$
$r_3 = -76.5057$		
$d_3 = 9.5$		
$r_4 = 1840.6599$		
$d_4 = 1.6$	$n_4 = 1.51633$	$\nu_4 = 64.14$
$r_5 = 29.1137$		
$d_5 = 11.5$		
$r_6 = \infty$		
$d_6 = 25.607$	$n_6 = 1.56883$	$\nu_6 = 56.36$
$r_7 = \infty$		
$d_7 = 1.132$		
$r_8 = \infty$		
$d_8 = 45.239$	$n_8 = 1.56883$	$\nu_8 = 56.36$
$r_9 = \infty$		
$d_9 = 8.0$		
$r_{10} = \infty$		
$d_{10} = 71.014$	$n_{10} = 1.56883$	$\nu_{10} = 56.36$
$r_{11} = \infty$		
$d_{11} = 10.0$		
$r_{12} = \infty$		
$d_{12} = 24.0$	$n_{12} = 1.56883$	$\nu_{12} = 56.36$
$r_{13} = \infty$		
$d_{13} = 15.1032$		

像点

但し、上記各実施例において、 $r_1, r_2, \dots$ は各レンズ面又はプリズム面の曲率半径、 $d_1, d_2, \dots$ は各レンズ又はプリズムの肉厚又は間隔、 $n_1, n_2, \dots$ は各レンズ又はプリズムの屈折率、 $\nu_1, \nu_2, \dots$ は各レンズ又はプリズムのアッペ数を夫々示している。

$\nu_2, \dots$ は各レンズ又はプリズムのアッペ数を夫々示している。

【0038】第9実施例

図23は手術用顕微鏡の第9実施例を示す図であって、手術用顕微鏡の接眼光学系とアイポイント付近の詳細を示す図である。図23において、109は接眼光学系、110は手術用顕微鏡光学系が作る射出瞳、111は画像投影光学系が作る射出瞳、112は手術用顕微鏡のアイポイント、113は内視鏡による観察像、114は投影した小型LCD上の電子画像を夫々示す。第9実施例は第1実施例及び第2実施例において、図23に示すように、手術用顕微鏡の接眼光学系109を介して、手術用顕微鏡光学系が作る射出瞳110と、画像投影光学系9(図1)が作る射出瞳111を同じ位置に重ねて配置し、且つ画像投影光学系9が作る射出瞳111の直径を $\phi 3\text{ mm}$ とし、手術用顕微鏡光学系が作る射出瞳110より大きくしたものである。この構成であると、観察者が手術用顕微鏡観察像を観察するために手術用顕微鏡のアイポイント112に自身の眼をもっていくと手術用顕微鏡観察像113と、手術用顕微鏡接眼像面上に投影した小型LCD7上の電子画像114を同時に観察することができる。また、接眼像面上の手術用顕微鏡観察像113と投影された小型LCD7上の電子画像とは互いに傾度が異なり、通常、手術用顕微鏡観察像113の傾度の方が高いため、両観察像の明るさに差が生じてしまうことがあるが、本実施例では画像投影光学系9が作る射出瞳111の方が手術用顕微鏡光学系の作る射出瞳110より大きく、人間の瞳孔径( $\phi 2.5\text{ mm}$ )より大きくなるよう $\phi 3\text{ mm}$ に構成してあるため、両観察像の見掛け上の明るさの差は感じられにくくなる。

【0039】第10実施例

図24(a)は手術用顕微鏡の第10実施例の光学系を、図24(b)は同光学系に用いられる小型LCDの斜視図を夫々示している。以下、手術用顕微鏡の第10実施例について説明する。図24(a)及び(b)において、115は小型LCD、116は小型LCDの表示面、117は画像投影光学系の入射瞳、118は内視鏡による観察像、119は内視鏡による観察像の像中心、120は内視鏡による観察像の外周辺、121は小型LCDの表示面から画像投影光学系に入射する光束、122は小型LCDの表示面から画像投影光学系に入射する光束の主光線、123は画像投影光学系のコリメート光学系、Aは小型LCD115の表示面116から画像投影光学系の入射瞳117までの距離、Hは小型LCD115の表示面116上に表示させた内視鏡観察像118の像中心119から外周辺120までの距離を夫々示す。第10実施例においては、小型LCD115の表示面116上に表示させた内視鏡による観察像は、直径16.8 mmの円形状に形成されており、また、画像投影光学系の入射瞳117の位置は小型LCD表示面から6

8. 5mm以上離れた所に配置されている。

【0040】この構成であると、下記の条件式を満足する。本実施例の場合、 $H=8.4$ 、 $A=100$ となり、下記条件式を満足している。

$$A \geq (H / \tan 7^\circ)$$

(但し、 $A$ はLCD表示面から画像投影光学系の入射瞳までの距離、 $H$ はLCD表示面上に表示した内視鏡による観察像の像中心から最周辺までの距離である。)この構成であると、小型LCD115の表示面から画像投影光学系に入射する光束121の主光線122は小型LCD115の表示面に対して角度が付きすぎないため、色調の角度特性があまり良くない小型LCD115を用いても、表示した画像全体を同じ色調で観察することができる。

#### 【0041】第11実施例

図25は手術用顕微鏡の第11実施例を示す図であって、(a)は手術用顕微鏡双眼鏡筒部の外観斜視図、(b)は手術用顕微鏡双眼鏡筒部の横断面図を夫々示している。以下、手術用顕微鏡の第11実施例について説明する。図25(a)(b)において、手術用顕微鏡の双眼鏡筒部ハウジング124は、観察者が双眼鏡筒部を覗き観察する際にちょうど観察者のおでこ125がくる方向にスペース126を設け、このスペース126内に、2つの小型LCD127と、2本の画像投影光学系128とを配置している。この構成であれば、前記小型LCD127や画像投影光学系128を双眼鏡筒部ハウジング124内に内蔵した時に生じる大型化を観察者のおでこ方向に集中させることができ、観察者が双眼鏡筒部を覗き観察する際に手元方向や左右方向に不要な突出を生じさせないため、手術の邪魔になることを避けることが可能となり、作業性の低下を防ぐことができる。以上の第11実施例から第12実施例までにおける手術用顕微鏡は、実体顕微鏡に置き換えても全く同様な効果が得られるため、実体顕微鏡に置き換えても良い。

#### 【0042】第12実施例

図26は手術用顕微鏡の第12実施例を示す図である。本実施例の手術用顕微鏡は、手術用顕微鏡光学系とは別体の内視鏡光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導びく画像投影光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とを同時に観察できるように構成されている。図26に示すように、内視鏡観察像131から射出する光束132が画像投影光学系133の第1レンズ群133aを透過して発散光束134となり、画像投影光学系133の第2レンズ群133bは、接眼像面135。接眼光学系136とともに一体となって眼幅調整により光軸M方向に移動しながら前記発散光束134を受け結像させる。このとき、この結像位置137は眼幅調整に伴い接眼像面135に対してずれた位置に結像するが接眼光学系136を通した観察者の眼138の深度幅W内でずれるため、観察者は接眼像面135上の手術

用顕微鏡観察像140と、画像投影光学系133により投影された内視鏡観察像141を同時にはっきりと観察することができる。本実施例では画像投影光学系133の第1レンズ群133aから射出する光束を発散光束としたが、収束光束でも良い。

【0043】第12実施例の手術用顕微鏡において、前記画像投影光学系133の一部はその開口が光束を取り込める範囲内で移動し、かつ、前記画像投影光学系133の一部の移動に伴い変化する投影画像の接眼像面135に対するピントズレが以下の条件を満たしている。

$$-2((foc^1)/1000) < X < 2((foc^1)/1000)$$

但し、 $foc$ は接眼光学系の焦点距離、 $X$ は投影画像の接眼像面に対するピントズレ量である。

【0044】上記条件式は、観察者の目の焦点深度を考慮し設定されたもので、条件式の上下限を超えると顕微鏡観察像はピントの合った状態で観察できるのに、内視鏡画像はピントの合っていない状態で観察することになり、両方の画像をピントの合った状態で観察することができない。しかしながら、本実施例の構成であれば、前記画像投影光学系の一部の移動に伴い投影画像が接眼像面に対してピントズレしても観察者の眼の焦点深度内に収まるため、観察者に手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像の両立が可能な手術用顕微鏡を提供することができる。

#### 【0045】第13実施例

図27(a)は、本発明に係る手術用顕微鏡の第13実施例であって、図27(b)は本実施例の手術用顕微鏡における双眼鏡筒部の光学系の概略構成図である。図27(b)の画像処理装置145には図27(a)のように内視鏡CCDカメラアダプター43に接続したCCU41や、波形モニター146、CT147などが接続され、小型LCD148の表示面にそれぞれの画像を同時に表示している。この小型LCD148に表示された複数の画像を、画像投影光学系149により、手術用顕微鏡光学系150の接眼像面151に投影することができる。よって、観察者50は接眼光学系153を介して観察像を拡大観察することにより手術用顕微鏡観察像152のみならず、内視鏡画像155や、波形モニター画像156、CT画像157など手術に有益な画像情報を同時に得ることができる。なお、複数の画像を表示するために小型LCD148などの画像表示手段や画像投影光学系149を増やす必要がないため、ハウジングが大型化することがなく、観察者に作業性の良い小型手術用顕微鏡を提供することができる。なお、上記小型LCD148としては、表示面が16:9の横長なものに適している。

【0046】この構成であれば、電子画像表示手段や、画像投影光学系の数を増やす必要がない。例えば、複数の画像を一つの電子画像表示手段に表示すれば、ハウジ

(12)

特開平10-333047

21

ングの大型化が防げる。この時、複数の画像の各々は小さくなるが、画像投影光学系の倍率を適切に選べば観察に無理のない画像を観察者に提供できる。また、観察者に手術用顕微鏡光学系により得られる観察視野内に手術用顕微鏡観察像とプラスして内視鏡画像や、CT画像、波形モニター画像等の手術に有益な画像情報を複数同時に提供することができる。

#### 【0047】第14実施例

図28は、本発明に係る手術用顕微鏡の第14実施例である。図28の画像処理装置160には図27(a)の15のように内視鏡用CCDカメラアダプター43に接続したCCU41と波形モニター146が接続され、小型LCD161の表示面の左右2ヶ所にそれぞれ内視鏡画像155と波形モニター画像156を同時に表示している。この小型LCD161に表示された複数の画像を、画像投影光学系162により、手術用顕微鏡光学系150の接眼面163に投影することができ、かつ、画像投影光学系162内部の光学素子のうち、最も接眼面163に近い反射ミラー165は上記の波形モニター画像156から射出する光が反射する部分と、内視鏡画像155から射出する光が反射する部分では性質が異なり、前者はハーフミラー165aで後者は通常のミラー165bである。この構成であると、観察者は接眼光学系153を介して観察像を拡大観察することにより手術用顕微鏡観察像164のみならず、内視鏡画像155や、波形モニター画像156の手術に有益な画像情報を得ることができ、かつ、手術用顕微鏡観察像164と重なって見えても互いの像をスポイルしにくい波形モニター画像156は手術用顕微鏡観察像164と重なって見えるため、波形モニター画像156と重なった部分の手術用顕微鏡観察像164の情報は失われることがない。また、互いの像をスポイルし易い内視鏡画像155は手術用顕微鏡観察像164と重なって見えないため、内視鏡画像155の情報も失われることはない。なお、複数の画像を表示するために小型LCD161などの画像表示手段や画像投影光学系162を増やす必要がないため、ハウジングが大型化することがなく、観察者に作業性の良い小型な手術用顕微鏡を提供することができる。また、上記小型LCD161は表示面が16:9の横長なものが適している。

【0048】この構成であれば、電子画像表示装置や、画像投影光学系の数を増やす必要がなく、ハウジングの大型化が防げる。さらに、内視鏡画像はミラー若しくは全反射プリズムで接眼面に投影されるため、ミラー若しくは全反射プリズムの配置された部分に相当する部分の手術用顕微鏡画像は観察者の目に届かない。従って、互いに重複する像である手術用顕微鏡像と内視鏡像が重なり合うことはないで各々の像を明瞭に観察できる。しかも重ね合わせによる各々の像の明るさのロスもないので、各々の像は共に明るく良好に観察できる。

22

【0049】一方、波形モニター画像や文字情報は単純な画像である。従って、ハーフミラーを介して手術用顕微鏡画像に重ね合わせたとしても、各々の画像の認識は容易にでき、手術用顕微鏡画像の表示領域を大きくとることができる。しかも、画像処理装置によって、波形モニター画像や文字情報の輝度を調整することによって、波形モニター画像や文字情報を強調したり、逆に表示を無くして手術用顕微鏡観察像のみにもすることもできる。観察者に手術用顕微鏡光学系により得られる観察視野内に手術用顕微鏡観察像とプラスして内視鏡画像だけでなく、CT画像や波形モニター画像等の手術に有益な画像情報を同時に提供することができる。かつ、手術用顕微鏡観察像を削ってしまう部分を最小限にできるため、基本である手術用顕微鏡観察像の観察の妨げになることはない。

【0050】以上説明したように、手術用顕微鏡は、特許請求の範囲に記載された特徴の他に、下記の特徴を有する。

(1) 画像投影光学系の結像光学系を構成する光学素子の一部を手術用顕微鏡光束を遮光する遮光部材とし、この遮光部材により手術用顕微鏡観察像の一部に像の無い部分を作り、その像の無い部分に内視鏡光学系による観察像を投影させることを特徴とする前記請求項1乃至3の何れかに記載の手術用顕微鏡。この構成であれば、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とが重なり合って見えることがなく、観察者にクリアな両観察像の同時観察を提供することができる。

【0051】(2) 画像投影光学系の結像光学系を構成する光学素子の一部を観察者が任意に移動できる光学素子とし、この光学素子の移動に伴い手術用顕微鏡の接眼光学系により得られる観察者の観察視野内に投影した内視鏡光学系による観察像を観察視野外に移動可能としたことを特徴とする前記請求項1乃至3の何れかに記載の手術用顕微鏡。この構成であれば、観察者が内視鏡観察像を不要と判断した場合、観察者が内視鏡観察像を観察視野外へ移動させることが可能となる。

【0052】(3) 手術用顕微鏡光学系と、画像投影光学系とが作る射出瞳を同じ位置に配置し、かつ、画像投影光学系が作る射出瞳の直径は、手術用顕微鏡光学系が作る射出瞳より大きく構成した。この構成であれば、観察者が手術用顕微鏡観察像を観察するために手術用顕微鏡のアイポイントに自身の眼をもっていくと手術用顕微鏡観察像と同時に撮像光学系観察像を同時に観察することができる。また、手術用顕微鏡観察像と、投影した撮像光学系観察像は輝度が異なることが多く、通常、手術用顕微鏡観察像の方が輝度が高いため、両観察像の明るさに差が生じてしまうことがあるが、上記構成であれば、画像投影光学系が作る射出瞳の方が手術用顕微鏡光学系の作る射出瞳より大きいと、両観察像の見掛け上の明るさの差を減少させている。ただし、画像投

23

影光学系の大形化を招くため、前記画像投影光学系が作る射出瞳径は最大 $\phi 15\text{ mm}$ までとした方がよい。なお、手術用顕微鏡観察像と撮像光学系観察像の輝度が等しい場合は、前記画像投影光学系が作る射出瞳径は $\phi 1\text{ mm}$ から $\phi 15\text{ mm}$ まで何れの値を取ってもよい。

【0053】(4) 手術用顕微鏡の双眼鏡筒部ハウジング内に、双眼鏡筒部光学系と、接眼光学系と、内視鏡光学系による観察像を表示するための少なくとも1つの電子画像表示手段と、電子画像表示手段から射出する光束を手術用顕微鏡光学系の接眼像面へ導き投影する少なくとも1つの画像投影光学系とを配置し、ユニットとして手術用顕微鏡本体部に対し着脱可能にしたことを特徴とする前記請求項1乃至3の何れかに記載の手術用顕微鏡。この構成であれば、上記ユニットと通常の手術用顕微鏡双眼鏡筒部ユニットをシステム的に交換することが可能となり、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像の同時観察を必要としない観察者に手術用顕微鏡本体部は同じままで通常の双眼鏡筒部による手術用顕微鏡観察像を提供することができる。

【0054】(5) 内視鏡光学系による観察像を表示するための少なくとも1つの電子画像表示手段と、電子画像表示手段から射出する光束を手術用顕微鏡光学系の接眼像面へと導き投影する少なくとも1つの画像投影光学系とを1つのハウジング内に配置し、ユニットとして手術用顕微鏡双眼鏡筒部に対し着脱可能にしたことを特徴とする前記請求項1乃至3の何れかに記載の手術用顕微鏡。この構成であれば、前記効果を双眼鏡筒部ユニットを交換するまでもなく、画像投影光学系ユニットの着脱のみで得ることができる。

【0055】(6) 手術用顕微鏡の双眼鏡筒部が傾斜角可変鏡筒部であった場合、内視鏡光学系による観察像を表示するための少なくとも1つの電子画像表示手段と、電子画像表示手段から射出する光束を手術用顕微鏡光学系の接眼像面へと導き投影する少なくとも1つの画像投影光学系とを前記傾斜角可変双眼鏡筒部の可動鏡筒部ハウジング内に配置したことを特徴とする前記請求項1乃至3の何れかに記載の手術用顕微鏡。この構成であれば、画像投影光学系は傾斜角の可変に伴い移動する手術用顕微鏡接眼光学系と一体となり移動するため、画像投影光学系にとって、前記接眼光学系の接眼像面は不動となり新たに追従機構を設ける必要がなくなり、よけいな大型化を防ぐことが可能となる。

【0056】(7) 内視鏡光学系による観察像を表示するために、電子画像表示手段を用い、更に前記電子画像表示手段としてLCDを選んだ場合、画像投影光学系の入射瞳位置が常に以下の条件を満たすことを特徴とする前記請求項1乃至3の何れかに記載の手術用顕微鏡。 $A \geq (H / \tan 7^\circ)$

但し、AはLCD表示面から画像投影光学系の入射瞳までの距離、HはLCD表示面上に表示した内視鏡による

(13)

特開平10-333047

24

観察像の像中心から外周辺までの距離である。一般的なLCDの特性として色調の角度特性が悪く、LCD上の画像を角度を付けて眺めると異常な色付きが生じてしまう。このような特性をもった小型LCDを用いても、前記構成であれば、小型LCDの表示面から画像投影光学系に入射する光束の主光線は大きく傾かないため、表示した画像全体を同じ色調で観察することができる。

【0057】(8) 手術用顕微鏡の双眼鏡筒部ハウジングに観察者が双眼鏡筒部を覗き観察する際にちょうど観察者のおでこがくる方向(図2参照)にスペースを設け、このスペース内に少なくとも1つの撮像光学系による観察像を表示するための電子画像表示手段と、少なくとも1本の画像投影光学系を配置したことを特徴とする前記請求項1乃至3の何れかに記載の手術用顕微鏡。手術用顕微鏡の双眼鏡筒部ハウジング内に電子画像表示手段や画像投影光学系を内蔵する双眼鏡筒部は小型化を図ってもどうしても通常の双眼鏡筒部より大型化してしまうが、前記構成であれば、電子画像表示手段や画像投影光学系を内蔵することによる大型化を観察者が双眼鏡筒部を覗き観察する際にちょうど観察者のおでこがくる方向に集中させることができ、手術の邪魔になることを避けることが可能となり、作業性の低下を防ぐことができる。なお、上記手術の邪魔になる場合とは、左右方向に出っ張らせると術部を直接覗き込む際に邪魔になったり、下に出っ張らせると手元の作業の邪魔になる場合等が考えられる。

【0058】(9) 手術用顕微鏡とは別体の撮像光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導く画像投影光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と撮像光学系観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、前記画像投影光学系は、コリメート光学系と結像光学系とからなり、コリメート光学系は、内視鏡光学系による観察像から射出する光束をコリメートしてアフォーカル光束とし、結像光学系は、前記コリメート光学系より射出するアフォーカル光束を手術用顕微鏡光学系の接眼像面に結像することを特徴とし、かつ、前記結像光学系はその開口が前記アフォーカル光束を取り込める範囲内で少なくとも移動することを特徴とする手術用顕微鏡。以上の構成であれば、眼幅調整により移動してしまう接眼光学系の接眼像面に撮像光学系による観察像を追従して投影することができる。よって、観察者に眼幅調整によらず、常に手術用顕微鏡観察像と撮像光学系観察像の同時観察を提供することができる。さらに、前記コリメート光学系は、手術用顕微鏡の眼幅調整に対して不動であり、手術用顕微鏡ハウジング内に前記コリメート光学系の移動スペースを設ける必要がないため、手術用顕微鏡の小型化が図れる。さらに、画像投影光学系と手術用顕微鏡光学系は互いに独立していて、互いに構成する光学系を共用することはない。よって、互いの光学系が作る観察像を劣化し合うことがないため、両観察像をクリ

(14)

特開平10-333047

25

アに保っている。

【0059】(10) 電子画像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導く画像投影光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と撮像光学系観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、前記画像投影光学系は、コリメート光学系と結像光学系とからなり、コリメート光学系は、内視鏡光学系による観察像から射出する光束をコリメートしてアフォーカル光束とし、結像光学系は、前記コリメート光学系より射出するアフォーカル光束を手術用顕微鏡光学系の接眼光学系に結像することを特徴とし、かつ、前記結像光学系はその開口が前記アフォーカル光束を取り込める範囲内で少なくとも移動することを特徴とする手術用顕微鏡。以上の構成であれば、眼幅調整により移動してしまう接眼光学系の接眼像面に電子画像を追従して投影することができる。よって、観察者に眼幅調整によらず、常に手術用顕微鏡観察像とコンピューターグラフィックス等の電子画像の同時観察を提供することができる。さらに、前記コリメート光学系は手術用顕微鏡の眼幅調整に対して不動であり、手術用顕微鏡ハウジング内に前記コリメート光学系の移動スペースを設ける必要がないため、手術用顕微鏡の小型化が図れる。さらに、画像投影光学系と手術用顕微鏡光学系は、互いに独立して、互いを構成する光学素子を共用することはない。よって、互いの光学系が作る観察像を劣化し合うことがないため、両観察像をクリアに保っている。

【0060】(11) 手術用顕微鏡光学系とは別体の内視鏡光学系による観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系へ導く画像投影光学系を有し、手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像とを同時に観察できる手術用顕微鏡において、前記画像投影光学系の一部はその開口が光束を取り込める範囲内で移動し、かつ、前記画像投影光学系の一部の移動に伴い変化する投影画像の接眼像面に対するピントズレが以下の条件を満たすことを特徴とする手術用顕微鏡。

$$-2 \left( \frac{foc}{1000} \right) / 1000 < X < 2 \left( \frac{foc}{1000} \right) / 1000$$

但し、 $foc$ は接眼光学系の焦点距離、 $X$ は投影画像の接眼像面に対するピントズレ量である。この構成であれば、前記画像投影光学系の一部の移動に伴い投影画像が接眼像面に対してピントズレしても観察者の眼の焦点深度内に収まるため、観察者に手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像の両立が可能な手術用顕微鏡を提供することができる。

【0061】(12) 内視鏡光学系による観察像を表示するための少なくとも1つの電子画像表示手段を有し、その電子画像表示手段は画像処理装置により少なくとも2つの表示部分に分割して内視鏡画像とその他電子画像を同時に表示し、その表示像を画像投影光学系により、手術用顕微鏡光学系の接眼像面へ投影することを特徴とする前記請求項2及び3の何れかに記載の手術用顕微

26

鏡。この構成であれば、電子画像表示装置や、画像投影光学系の数を増やす必要がなく、ハウジングの大型化が防げるだけでなく、観察者に手術用顕微鏡光学系により得られる観察視野内に手術用顕微鏡観察像とプラスして内視鏡画像や、CT画像、波形モニター画像等の手術に有益な画像情報を複数同時に提供することができる。

【0062】(13) 内視鏡光学系による観察像を表示するための少なくとも1つの電子画像表示手段を有し、その電子画像表示手段は画像処理装置により、少なくとも2つの表示部分に分割して内視鏡画像とその他電子画像を同時に表示し、その電子画像表示手段上の表示像を画像投影光学系により、一部はハーフミラーを介して手術用顕微鏡光学系の接眼像面に投影し、一部はミラー及び全反射プリズムを介して手術用顕微鏡光学系の接眼像面に投影することを特徴とする前記請求項2及び3の何れかに記載の手術用顕微鏡。この構成であれば、電子画像表示装置や、画像投影光学系の数を増やす必要がなく、ハウジングの大型化が防げる。波形モニター画像等はハーフミラーを介して手術用顕微鏡観察像と重なって見えるように接眼像面に投影し、また、内視鏡画像等はミラー及び全反射プリズムを介して手術用顕微鏡観察像と重なって見えないように接眼像面に投影できる。よって、観察者に手術用顕微鏡光学系により得られる観察視野内に手術用顕微鏡観察像とプラスして内視鏡画像だけでなく、CT画像や波形モニター画像等の手術に有益な画像情報を同時に提供することができる。

【0063】

【発明の効果】上記のように構成すれば、眼幅調整によらず、常に手術用顕微鏡観察像と内視鏡観察像を手術用顕微鏡の接眼光学系を介して同時に観察可能で、且つ作業性の良い小型な手術用顕微鏡を提供することができるという実用上の利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】手術用顕微鏡の第1実施例を示す図であって、手術用顕微鏡における双眼鏡筒部の光学系の構成を側面から見た概略構成図である。

【図2】手術用顕微鏡における図1の接眼光学系を示す説明図である。

【図3】(a)(b)は、手術用顕微鏡の上記した構成における光学的原理を示す説明図であって、(a)は結像光学系が光軸上に配置されている場合を示し、(b)は結像光学系が光軸に対して垂直な面内にシフトしている場合を示している。

【図4】手術用顕微鏡の第1実施例に用いる画像投影光学系のプリズムやミラーによる光束の反射状態を示す説明図である。

【図5】手術用顕微鏡の第1実施例において、図1乃至図4で用いた手術用顕微鏡にCCDを搭載した内視鏡を併用させた場合を示す概念図である。

【図6】手術用顕微鏡の第1実施例における手術用顕微



		(15)	特開平10-333047
29			30
23	画像投影光学系固定部	71	ミラー
24	コリメート光学系	72	プリズム
25	アフォーカル光束	73	結像光学系
26	画像投影光学系移動部	74	プリズム
27	アフォーカル光束の光軸	75	プリズム
28	接眼像面	76	アフォーカル光束の光軸
29	結像光学系	77	小型LCD
30	プリズム	78	小型LCDを射出した光束
31	プリズム	79	画像投影光学系固定部
32	接眼像面	80	コリメート光学系
33	平行四辺形プリズムの入射光軸	81	アフォーカル光束
34	小型LCD	82	画像投影光学系移動部
35	投影画像	83	結像光学系
36	手術用顕微鏡では観察不可能な細穴部内	84	アフォーカル光束の光軸
37	CCDを搭載した内視鏡	85	接眼像面
38	手術用顕微鏡の右眼用接眼光学系で得られる	86	接眼像面上の固定した位置
観察視野内		87	手術用顕微鏡接眼像
39	手術用顕微鏡観察像	88	手術用顕微鏡接眼像の右上隅の部分
40	内視鏡観察像	89	手術用顕微鏡観察視野中心
41	カメラコントロールユニット	90	手術用顕微鏡観察像
42	内視鏡用光源	91	内視鏡観察像
43	内視鏡用CCDカメラアダプター	92	遮光部材
44	手術用顕微鏡用光源	93	接眼像面
45	ケーブル	94	接眼光学系
46	ライトガイド	95	観察者の瞳孔
47	ライトガイド	96	プリズム
48	手術用顕微鏡双眼鏡筒部	97	可動プリズム
49	手術用顕微鏡本体	98	移動後の可動プリズム
50	観察者	99	双眼鏡筒部光学系、接眼光学系、画像投影光
51	術部	30	学系、小型LCDを内蔵したユニット
52	手術用顕微鏡接眼像	100	手術用顕微鏡本体部ハウジング
53	手術用顕微鏡接眼像の右上隅の部分	101	通常の手術用顕微鏡双眼鏡筒部ユニット
54	手術用顕微鏡観察視野中心	102	観察者の瞳孔
55	手術用顕微鏡観察像	103	術部
56	内視鏡観察像	104	双眼鏡筒可動鏡筒部ハウジング
57	画像投影光学系	105	双眼鏡筒固定鏡筒部ハウジング
58	画像投影光学系移動部	106	小型LCDと画像投影光学系とを内蔵するハ
59	小型LCDからの光束が最初に透過する光学	ウジング	
素子		107	小型LCDと画像投影光学系とを内蔵したユ
60	平行四辺形プリズムの回転軸	40	ニット
61	接眼光学系の光軸	108	手術用顕微鏡双眼鏡筒部ハウジング
62	小型LCD	109	接眼光学系
63	画像投影光学系固定部	110	手術用顕微鏡光学系が作る射出瞳
64	左右の接眼光学系	111	画像投影光学系が作る射出瞳
65	ミラー	112	手術用顕微鏡のアイポイント
66	左右のアイポイント	113	手術用顕微鏡観察像
67	小型LCD	114	投影した小型LCD上の電子画像
68	左右の接眼像面	115	小型LCD
69	画像投影光学系	116	小型LCDの表示面
70	コリメート光学系	50	117 画像投影光学系の入射瞳

(17)

特開平10-333047

31

32

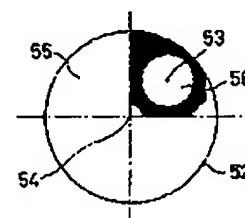
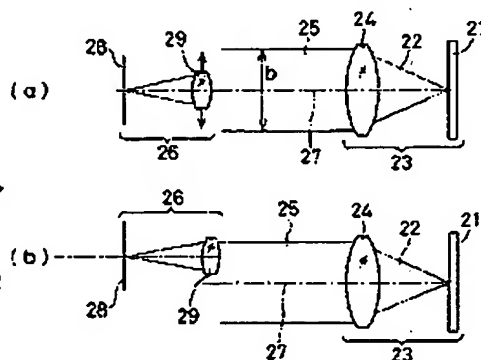
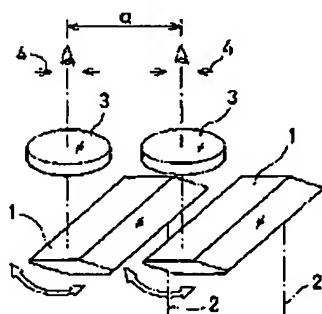
118 内視鏡による観察像  
 119 内視鏡による観察像の像中心  
 120 内視鏡による観察像の最周辺  
 121 小型LCDの表示面から画像投影光学系に入射する光束  
 122 小型LCDの表示面から画像投影光学系に入射する光束の主光線  
 123 画像投影光学系のコリメート光学系  
 124 手術用顕微鏡双眼鏡筒部ハウジング  
 125 観察者のおでこ  
 126 スペース  
 127 小型LCD  
 128 画像投影光学系  
 131 内視鏡観察像  
 132 射出光束  
 133 画像投影光学系  
 134 発散光束  
 135 接眼像面  
 136 接眼光学系  
 137 結像位置  
 138 観察者の眼  
 140 手術用顕微鏡観察像  
 141 内視鏡観察像  
 145 画像処理装置  
 146 波形モニター  
 147 CT  
 148 小型LSD  
 149 画像投影光学系  
 150 手術用顕微鏡光学系

\* 151 接眼像面  
 152 手術用顕微鏡像  
 153 接眼光学系  
 155 内視鏡画像  
 156 波形モニター画像  
 157 CT画像  
 160 画像処理装置  
 161 小型LSD  
 162 画像投影光学系  
 163 接眼像面  
 164 手術用顕微鏡観察像  
 165 反射ミラー  
 a 左右のアイポイント間隔  
 b アフォーカル光束の幅  
 c 平行四辺形プリズムの回転軸から光学素子59までの距離  
 d 平行四辺形プリズムの回転軸から接眼光学系の光軸までの距離  
 e 左右のアイポイントの間隔  
 20 A 小型LCDの表示面から画像投影光学系の入射面までの距離  
 H 小型LCDの表示面上に表示された内視鏡観察像の像中心から最周辺までの距離  
 I イメージローター  
 P 面内で3回反射する台形プリズム  
 Q 面内で2回反射する台形プリズム  
 O 結像点  
 M 光軸  
 \* W 観察者の眼の深度幅

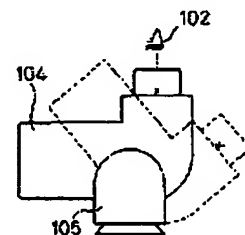
【図2】

【図3】

【図6】



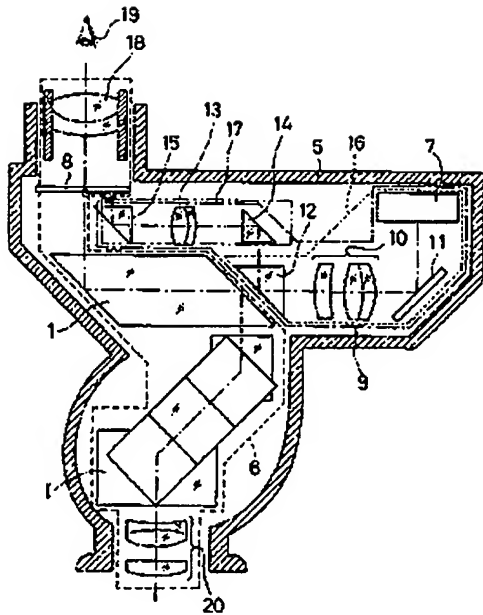
【図18】



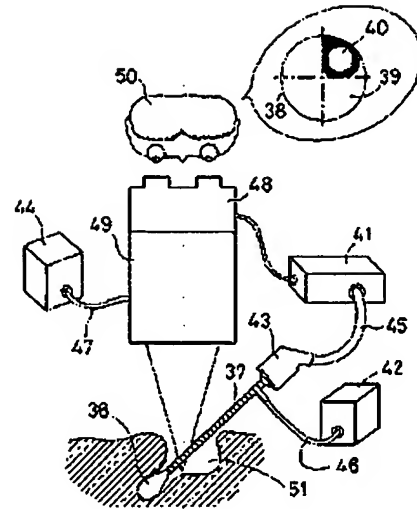
(18)

特開平10-333047

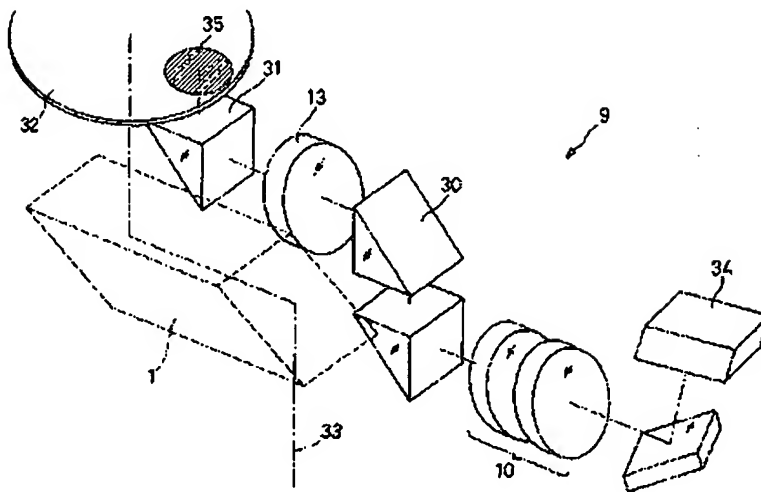
【図1】



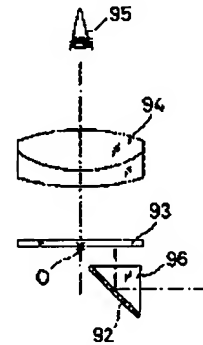
【図5】



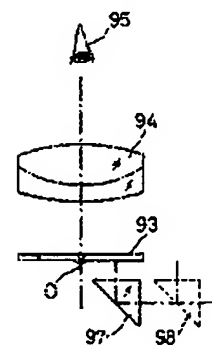
【図4】



【図15】



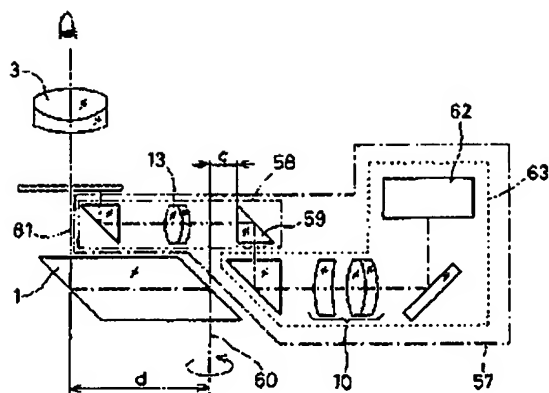
【図16】



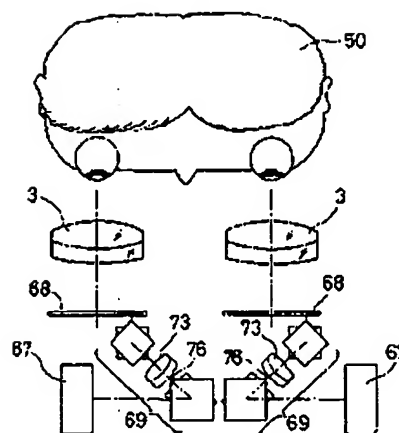
(19)

特開平 10-333047

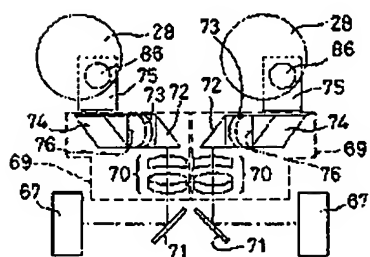
【圖 7】



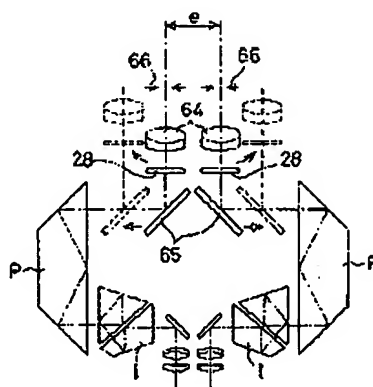
【图8】



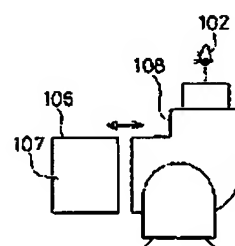
【图9】



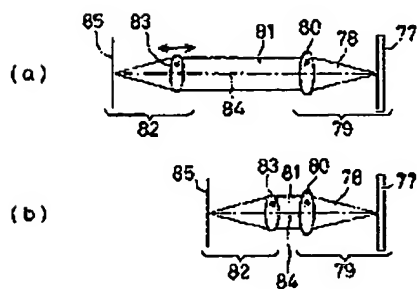
【圖 10】



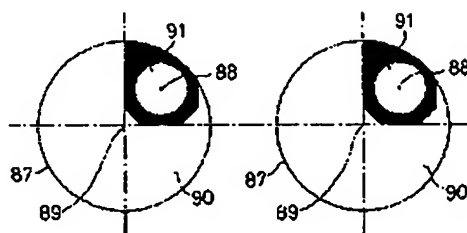
【図19】



【 1 1 】



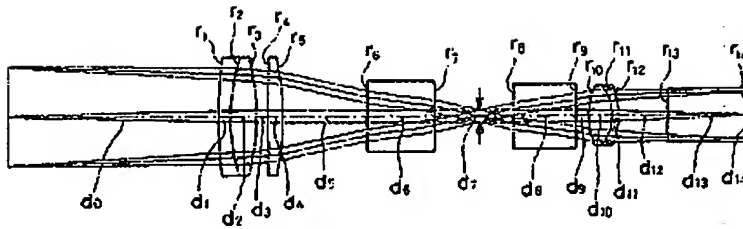
【圖 12】



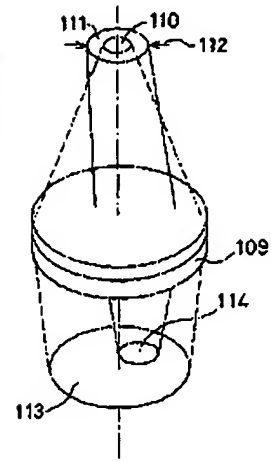
(20)

特開平10-333047

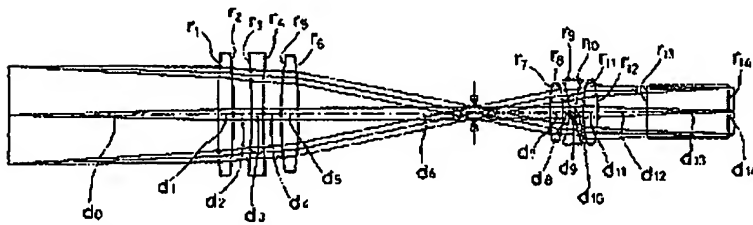
【図13】



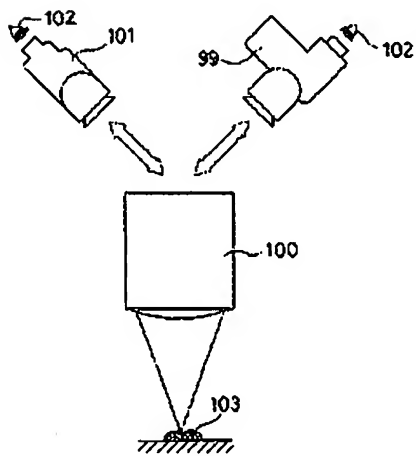
【図23】



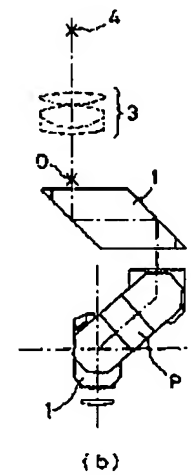
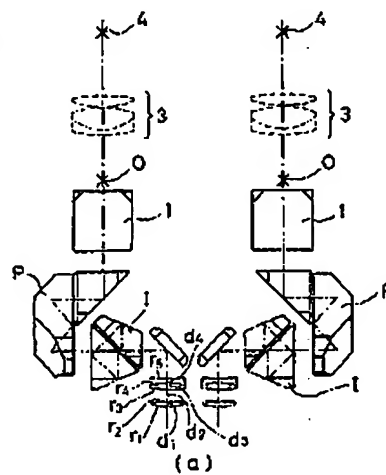
【図14】



【図17】



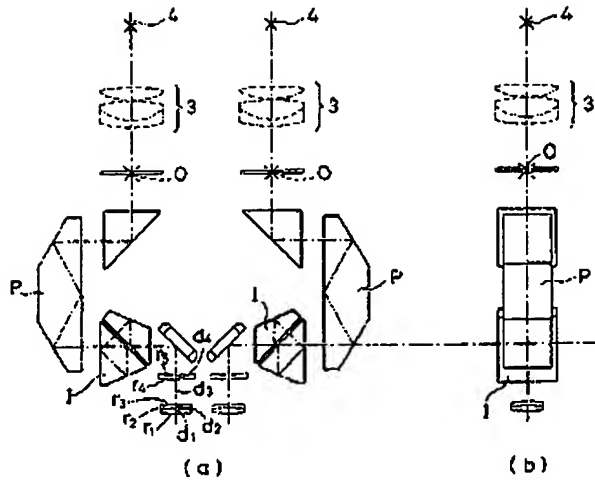
【図20】



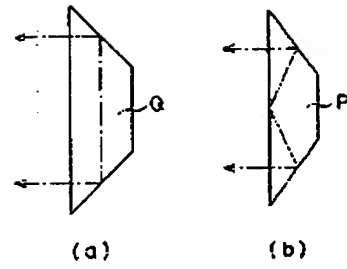
(21)

特開平10-333047

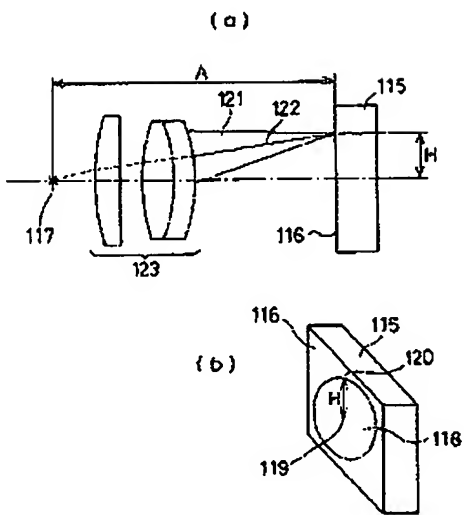
【図21】



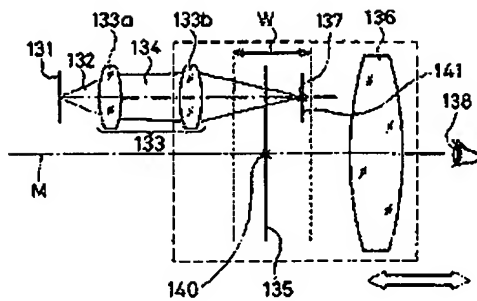
【図22】



【図24】



【図26】

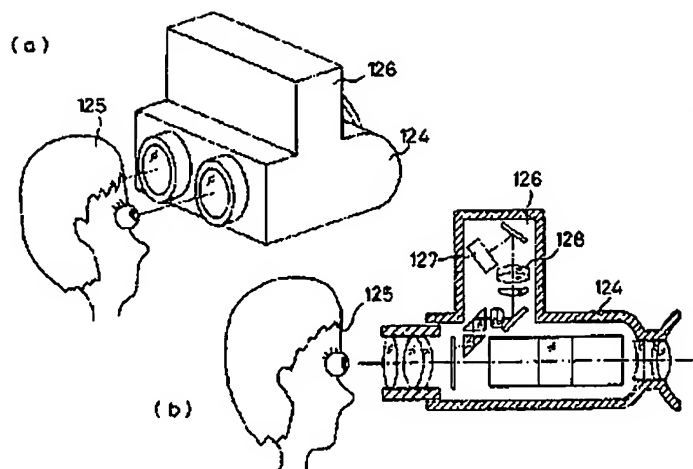




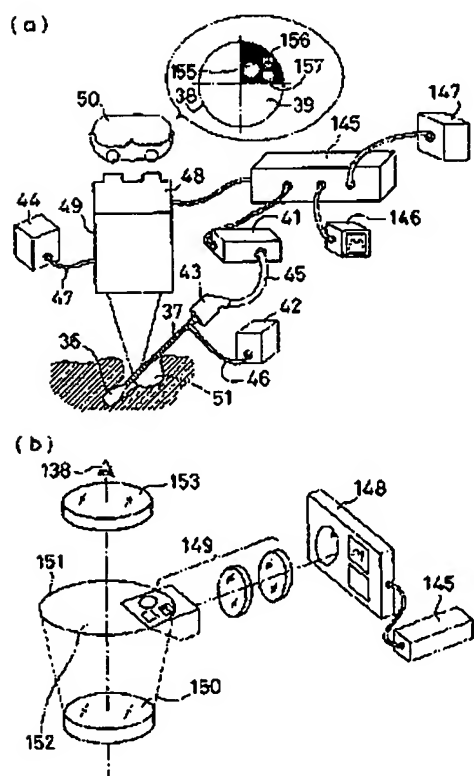
(22)

特開平10-333047

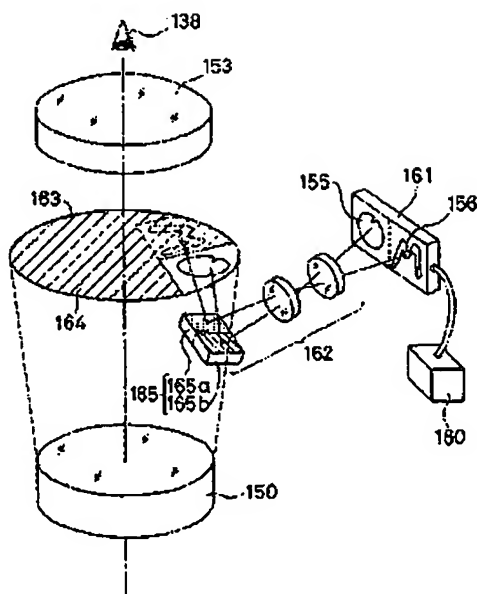
【図25】



【図27】



【図28】



(23)

特開平10-333047

フロントページの続き

(51)Int.Cl.<sup>°</sup>

識別記号

F I

G 0 2 B 23/26

G 0 2 B 23/26

D

\* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

## DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to a suitable operation microscope, when using endoscope observation together.

[0002]

[Description of the Prior Art] Conventionally, the operation microscope has played the important role of raising the efficiency of an operation, when an observer does expansion observation of the operating area used for surgical operations, such as a neurosurgery, otorhinolaryngology, and ophthalmology. Furthermore, in recent years, in order to perform an operation on low invasion more, conventionally, endoscope observation is used together by the operation which was being conducted only under operation microscope observation, and the operation microscope observation image and the endoscope observation image are wanted to be observable to coincidence. In the combination of such [ conventionally ] an operation microscope and an endoscope Under a microscope which is in JP,62-166310,A The image reconstruction means for forming the endoscope for solid observation carrying a solid state image sensor free [ migration to a stereoscopic microscope ], and projecting the image from said solid state image sensor further, in order to perform unobservable observation of small hole circles, It has an image projection means to lead the image on an image reconstruction means to eyepiece optical system, eyepiece optical system is shared, and the thing which enabled it to perform coincidence observation of a stereoscopic-microscope observation image and an endoscope observation image is known.

[0003] However, the technique of said JP,62-166310,A is not touched at all about the technical problem to migration of the eyepiece image surface accompanying interpupillary-distance adjustment of an operation microscope, and does not have an adoption means to a realistic operation microscope. Said interpupillary-distance adjustment is the adjustment device in which move from the right-and-left eyepiece image surface of an operation microscope to the right-and-left ocular of each other, and right-and-left eye point spacing of an operation microscope is doubled with an observer's right-and-left interocular distance, and is an adjustment device which all operation microscopes carry. Supposing only the technique in JP,62-166310,A actually performs interpupillary-distance adjustment, in order to make projection of the observation image on said image reconstruction means follow migration of the eyepiece optical system accompanying interpupillary-distance adjustment, said said from image reconstruction means to image projection means must be moved to migration of the eyepiece image surface and one. Since this is needed to the moved tooth space of optical system or each component where it these-moves into operation microscope housing, operation microscope housing will be enlarged very much. The operation microscope smell of the miniaturization as the whole operation microscope was indispensable because of the improvement in workability, and the miniaturization with the technique of said JP,62-166310,A was impossible.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] This invention is made in view of such a trouble that a Prior art has, makes the observation image obtained according to endoscope optical system follow and project on eyepiece image surface migration of the operation microscope accompanying interpupillary-distance adjustment, and is not based on interpupillary-distance adjustment, but aims at always offering the good

small operation microscope of workability for an operation microscope observation image and an endoscope observation image observable to coincidence through the eyepiece optical system of an operation microscope.

[0005]

[Means for Solving the Problem] In order to attain the above-mentioned purpose, according to the operation microscope according to claim 1 In the operation microscope which has the image projection optical system which leads the observation image by the endoscope optical system of another object to the eyepiece optical system of an operation microscope with operation microscope optical system, and can observe an operation microscope observation image and an endoscope observation image to coincidence Said image projection optics consists of collimation optical system and image formation optical system. Collimation optical system The flux of light injected from the observation image by endoscope optical system is collimated, and it considers as the afocal flux of light. Image formation optical system It is characterized by carrying out image formation of the afocal flux of light injected from said collimation optical system to the eyepiece image surface of operation microscope optical system, and said image formation optical system is characterized by the opening moving at least within limits which can incorporate said afocal flux of light.

[0006] According to this configuration, to the eyepiece image surface of eyepiece optical system where it moves by interpupillary-distance adjustment, the observation image by endoscope optical system can be followed, and can be projected. Therefore, it cannot be based on interpupillary-distance adjustment, but an observer can always be provided with coincidence observation of an operation microscope observation image and an endoscope observation image. Furthermore, since said collimation optical system is immobilization and does not need to provide the migration tooth space of said collimation optical system in operation microscope housing to interpupillary-distance adjustment of an operation microscope, it can attain the miniaturization of an operation microscope. Furthermore, mutually-independent [ of image projection optics and the operation microscope optical system ] is carried out, and they do not share the optical element which constitutes each other. Therefore, since the observation image which mutual optical system makes is not deteriorated and suited, both the observation image can be kept clear.

[0007] Moreover, an operation microscope according to claim 2 has the image projection optical system which leads the observation image by the endoscope optical system of another object to the eyepiece optical system of an operation microscope with operation microscope optical system. In the operation microscope which can observe an operation microscope observation image and an endoscope observation image to coincidence said image projection optics It consists of collimation optical system and image formation optical system. Collimation optical system The flux of light injected from the observation image by endoscope optical system is collimated, and it considers as the afocal flux of light. Image formation optical system It is characterized by carrying out image formation of the afocal flux of light injected from said collimation optical system to the eyepiece image surface of operation microscope optical system. And the optical axis of the afocal flux of light to which between the collimation optical system of image projection optics and image formation optical system is connected Within limits to which the operation microscope eyepiece optical system of the point which projects the observation image by endoscope optical system is parallel to the direction slid by interpupillary-distance adjustment, and, as for said image formation optical system, the opening can incorporate said afocal flux of light And it is characterized by moving to the optical axis and parallel direction of said afocal flux of light.

[0008] The image projection optics of this configuration is very suitable for the operation microscope which has a Yanchi type interpupillary-distance adjustment device, and can follow and project the observation image by endoscope optical system on the eyepiece image surface of the eyepiece optical system slid by interpupillary-distance adjustment. Therefore, it cannot be based on interpupillary-distance adjustment, but an observer can always be provided with coincidence observation of an operation microscope observation image and an endoscope observation image. Furthermore, since said collimation optical system is immobilization and does not need to provide the migration tooth space of said collimation optical system in operation microscope housing to interpupillary-distance adjustment of an operation microscope, it can attain the miniaturization of an operation microscope. Furthermore, mutually-independent [ of image projection optics and the operation microscope optical system ] is

carried out, and they do not share the optical element to constitute [ each other ]. Therefore, since the observation image which mutual optical system makes is not deteriorated and suited, both the observation image can be kept clear.

[0009] Moreover, according to the operation microscope according to claim 3, it has the image projection optical system which leads the observation image by the endoscope optical system of another object to the eyepiece optical system of an operation microscope with operation microscope optical system. In the operation microscope which can observe an operation microscope observation image and an endoscope observation image to coincidence said image projection optics It consists of collimation optical system and image formation optical system. Collimation optical system The flux of light injected from the observation image by endoscope optical system is collimated, and it considers as the afocal flux of light. Image formation optical system It is characterized by carrying out image formation of the afocal flux of light injected from said collimation optical system to the eyepiece image surface of operation microscope optical system. And the optical axis of the afocal flux of light to which between the collimation optical system of image projection optics and image formation optical system is connected To the direction which the operation microscope eyepiece optical system of the point which projects the operating area observation by endoscope optical system shifts by interpupillary-distance adjustment within limits to which it is perpendicular to and, as for said image formation optical system, the opening can incorporate said afocal flux of light And it is characterized by moving into a field perpendicular to the optical axis of said afocal flux of light.

[0010] The image projection optics of this configuration is very suitable for the operation microscope which has a G ten top type interpupillary-distance adjustment device, and can follow and project the observation image by endoscope optical system on the eyepiece image surface of the eyepiece optical system shifted by interpupillary-distance adjustment. Therefore, it cannot be based on interpupillary-distance adjustment, but an observer can always be provided with coincidence observation of an operation microscope observation image and an endoscope observation image. Furthermore, since said collimation optical system is immobilization and does not need to provide the migration tooth space of said collimation optical system in operation microscope housing to interpupillary-distance adjustment of an operation microscope, it can attain the miniaturization of an operation microscope. Furthermore, mutually-independent [ of image projection optics and the operation microscope optical system ] is carried out, and they do not share the optical element which constitutes each other. Therefore, since the observation image which mutual optical system makes is not deteriorated and suited, both the observation image can be kept clear.

[0011] Moreover, with operation microscope optical system, an operation microscope according to claim 4 has the image projection optics which leads the observation image by the endoscope optical system of another object to the eyepiece optical system of an operation microscope, and is characterized by to arrange at least the trapezoidal prism reflected 3 times within prism as a flux of light travelling direction conversion component in binocular cylinder part optical system among operation microscope optical system one pair of right and left in the operation microscope which can observe an operation microscope observation image and an endoscope observation image to coincidence. The miniaturization of operation microscope optical system must also plan the operation microscope which contains image projection optics not to mention the miniaturization of image projection optics for a miniaturization. Therefore, if it is said configuration, the miniaturization of the thickness direction can be attained compared with the trapezoidal prism ( drawing 20 (a) ) reflected twice within the prism for attaining the same purpose, and since the miniaturization of the operation microscope binocular cylinder part optical system which adjoins image projection optics and is arranged is attained, the small operation microscope which can coincidence observe both the observation image of an operation microscope observation image and an endoscope observation image can be offered.

[0012]

[Embodiment of the Invention]

1st example drawing 1 is the 1st example of an operation microscope, and is the outline block diagram which looked at the configuration of the optical system of the binocular cylinder part in an operation microscope from the side face. Moreover, drawing 2 is the explanatory view showing the eyepiece optical system in drawing 1 . Hereafter, the configuration of the optical system of the binocular cylinder part of the operation microscope in the 1st example is explained using drawing 1 and drawing 2 . In

drawing 1 and drawing 2 parallelogram prism and 2 1 The incident light shaft to parallelogram prism, 3 an eye point and 5 for eyepiece optical system and 4 Operation microscope binocular cylinder housing, Small LCD as which 6 displays operation microscope binocular cylinder part optical system, and 7 displays an electronic image, 8 image projection optics and 10 for the eyepiece image surface for right eyes, and 9 Collimation optical system, In 11, a mirror and 12 image formation optical system and 14 for prism and 13 Prism, To [ 15 / 16 / interpupillary-distance adjustment of a binocular cylinder part ] to prism An immobilization fixed part, In eyepiece optical system and 19, an observer's pupil and 20 show the image formation optical system of binocular cylinder part optical system, and I shows [ the migration section which moves united with the eyepiece image surface where 17 moves with interpupillary-distance adjustment of a binocular cylinder part, and 18 ] the image rotator, respectively. [0013] As shown in drawing 2 , interpupillary-distance adjustment of the operation microscope binocular cylinder part in drawing 1 is arranged to a parallelogram prism's 1 injection side by making bilateral symmetry rotate the parallelogram prism 1 of right and left of the binocular cylinder part optical system of an operation microscope by setting a revolving shaft as the incident light shaft 2 of the parallelogram prism 1, changes the distance between the eyepiece optical system 3 on either side, and it uses the G ten top method which adjusts the spacing a of the eye point 4 on either side. Moreover, in drawing 1 , the image projection optics 9 which leads the binocular cylinder part optical system 6, small LCD7 which displays an electronic image, and the flux of light injected from small LCD7 to the eyepiece image surface 8 for right eyes, and carries out image formation is arranged in the binocular cylinder part housing 5 of an operation microscope. Said image projection optics 9 consists of collimation optical system 10 which the flux of light injected from small LCD7 is collimated, and is made into the afocal flux of light, and image formation optical system 13 which carries out image formation of the afocal flux of light injected from the collimation optical system 10 to up to the eyepiece image surface 8 for right eyes of an operation microscope, and said collimation optical system 10 constitutes the immobilization fixed part 16 to interpupillary-distance adjustment of a binocular cylinder part with small LCD7, a mirror 11, and prism 12.

[0014] Moreover, said image formation optical system 13 constitutes the migration section 17 which moves united with the eyepiece image surface 8 for right eyes where it moves with interpupillary-distance adjustment of a binocular cylinder part with prism 14 and 15. Since the flux of light which connects the fixed part 16 and the migration section 17 of said image projection optics is the afocal flux of light, even if opening of the migration section shifts image projection optics with interpupillary-distance adjustment of a binocular cylinder part within limits which can incorporate said afocal flux of light, it can always project the electronic image on small LCD on the eyepiece image surface 8. Therefore, an observer can observe the electronic image on small LCD in the observation visual field acquired according to the eyepiece optical system of the operation microscope for right eyes.

[0015] Drawing 3 (a) and (b) are the explanatory views showing the optical principle in the above-mentioned configuration, (a) shows that image formation optical system is arranged on an optical axis, and (b) shows that image formation optical system has shifted into a perpendicular field to an optical axis. Hereafter, the optical principle of the image projection optics of the above-mentioned configuration in the 1st example is explained using drawing 3 (a) and (b). the flux of light to which 21 injected small LCD and 22 injected small LCD in drawing 3 , and 23 -- an image projection optics fixed part and 24 -- in the image projection optics migration section and 27, the optical axis of the afocal flux of light and 28 show the eyepiece image surface, and, as for collimation optical system and 25, 29 shows [ the afocal flux of light and 26 ] image formation optical system, respectively. In drawing 3 (a), the flux of light 22 which injected small LCD21 passes the collimation optical system 24 of the image projection optics fixed part 23, and turns into the afocal flux of light 25. Here, since each optical element which constitutes said fixed part has the magnitude which covers the successive range of the image projection optics migration section 26, the width of face b of said afocal flux of light 25 covers the successive range of said image projection optics migration section 26. Therefore, like drawing 3 (b), even if self shifts the image formation optical system 29 in said migration section 26 into a perpendicular field to the optical axis 27 of said afocal flux of light 25, the flux of light from small LCD21 can always be received on these conditions. Moreover, since the eyepiece image surface 28 is also shifted united with the image formation optical system 29, the image formation optical system 29 is always performing image formation of the electronic image to the fixed position on the eyepiece image surface 28.



[0016] Drawing 4 is the explanatory view showing the reflective condition of the flux of light by the prism and mirror of image projection optics which are used for the 1st example. Hereafter, the reflective condition of the flux of light by the prism and mirror of image projection optics which are used for the 1st example is explained using drawing 4. drawing 4 -- setting -- 30 -- in the eyepiece image surface and 33, the incident light shaft of parallelogram prism and 34 show small LCD, and, as for prism and 31, 35 shows [ prism and 32 ] a projection image, respectively. In drawing 4, without changing a travelling direction, in the flux of light which injects the fixed part of the image projection optics 9 by reflection twice, two prism 30 and 31 of the migration section of said image projection optics 9 is constituted so that it may reach to the eyepiece image surface 32 only in a shift. With such a configuration, even if the migration section of the image projection optics 9 rotates the incident light shaft 33 of parallelogram prism as a revolving shaft united with the eyepiece image surface 32, the electronic image on small LCD34 projected on the eyepiece image surface 32 does not rotate. In addition, since it is considering as the configuration which also shows prism and a mirror to drawing 4 R> 4, the electronic image on small LCD34 can always be projected with the right sense on the eyepiece image surface 32.

[0017] Drawing 5 is the conceptual diagram showing the case where the endoscope which carried CCD is made to use together in the operation microscope used by drawing 1 thru/or drawing 4 R> 4 in the 1st example. The case where the endoscope which carried CCD in the operation microscope of the above-mentioned configuration is made to use together in the 1st example hereafter is explained. The small hole circles which cannot observe 36 with an operation microscope in drawing 5, the endoscope with which 37 carried CCD, The observation visual field from which 38 is obtained by the eyepiece optical system for right eyes of an operation microscope, and 39 An operation microscope observation image, 40 a camera control unit and 42 for an endoscope observation image and 41 The light source for endoscopes, 43 -- the CCD camera adapter for endoscopes, and 44 -- the light source for operation microscopes, and 45 -- a cable and 46 -- in an operation microscope binocular cylinder and 49, the body of an operation microscope and 50 show an observer, and, as for a light guide and 47, 51 shows [ a light guide and 48 ] an operating area, respectively. In drawing 5, in order to observe 36 in a thin hole in an operating area unobservable in said operation microscope 49 The electronic image picturized with the endoscope 37 which used together the endoscope 37 which carried CCD and carried this CCD by displaying on said small LCD34 ( drawing 4 ) of said image projection optics 9 ( drawing 1, 3 and 4) The electronic image on said small LCD34 ( drawing 4 R> 4) is followed and projected on the eyepiece image surface for right eyes where it moves with interpupillary-distance adjustment of the binocular cylinder part 48 of an operation microscope 49. It cannot be based on interpupillary-distance adjustment of an observer 50, but the operation microscope which can observe the operation microscope observation image 39 and the endoscope observation image 40 at coincidence in the observation visual field 38 acquired by the eyepiece optical system for right eyes of an operation microscope 49 can be offered. Moreover, since small LCD7 in the binocular cylinder part housing 5 shown in drawing 1 which requires a tooth space comparatively, the collimation optical system 10, a mirror 11, and prism 12 are immobilization, the operation microscope 49 by the 1st example can provide an observer with the good small operation microscope of workability, not preparing a moved tooth space and maintaining the above-mentioned advantage in housing.

[0018] Drawing 6 is drawing showing the operation microscope eyepiece image for the right eyes of the operation microscope in the 1st example. Hereafter, the operation microscope eyepiece image for the right eyes of the operation microscope in the 1st example is explained using drawing 6. In drawing 6, in the part of the upper right corner of an operation microscope eyepiece image, and 54, an operation microscope observation visual field core and 55 show an operation microscope observation image, and, as for 52, 56 shows [ an operation microscope eyepiece image and 53 ] an endoscope observation image, respectively. The image projection optics 9 ( drawing 1, 3 and 4) in the 1st example has projected the electronic image on small LCD34 ( drawing 4 ) on the part 53 of an upper right corner to the operation microscope observation image 52 for right eyes, and the operation microscope observation visual field core 54 neighborhood enables it to surely observe an operation microscope observation image in drawing 6. If it is this configuration, it is compatible in observation of the operation microscope observation image 55 as a Maine observation image, and the endoscope observation image 56 with a guide-role. Moreover, since the observed body which is visible to the operation microscope observation visual field core 54 neighborhood is the point with which a focus is doubled for the operation

microscope which has an automatic focus function, as for the operation microscope observation visual field core 54, the operation microscope observation image 55 must appear. In the 1st example, since the operation microscope observation visual field core 54 neighborhood can observe an operation microscope observation image, in case an automatic focus function is used for it, it does not serve as a failure. In addition, in the 1st example, although the electronic image on small LCD34 ( drawing 4 ) was projected on the eyepiece image surface for right eyes of an operation microscope 49, even if it projects on the eyepiece image surface for left eyes, the completely same effectiveness is acquired. Furthermore, the image obtained as an electronic image displayed on small LCD34 ( drawing 4 ) according to image pick-up optical system, such as not only an endoscope image but a video camera, may be displayed, and other electronic images, such as a wave image of computer graphics and a nerve monitor required at the time of an operation, may be displayed directly. Furthermore, in the 1st example, although small LCD34 ( drawing 4 ) was used for the electronic image display means, the electronic image display means of others, such as a plasma display, may be used.

[0019] Drawing 7 is the plot plan of the binocular cylinder part optical system of the operation microscope which has the interpupillary-distance adjustment device of the G ten top method used in the 1st example, and is the detailed side-face plot plan having extracted and shown only the parallelogram prism which moves with interpupillary-distance adjustment, eyepiece optical system, and image projection optics. The configuration of the binocular cylinder part optical system of the operation microscope which has hereafter the interpupillary-distance adjustment device of the G ten top method used in the 1st example using drawing 7 is explained. In drawing 7 , in the optical element to which the flux of light from small LCD penetrates image projection optics and 58 in the image projection optics migration section, and 57 penetrates 59 first, and 60, the optical axis of eyepiece optical system and 62 show small LCD, and, as for the revolving shaft of the parallelogram prism 1, and 61, 63 shows an image projection optical-system fixed part, respectively. The optical element 59 which the flux of light from small LCD62 penetrates first among the optical elements which constitute the image projection optics migration section 58 which moves with interpupillary-distance adjustment of a binocular cylinder part in drawing 7 It is arranged so that it may be arranged in the location of 20mm from the revolving shaft 60 of the parallelogram prism 1 which moves with interpupillary-distance adjustment of binocular cylinder part optical system and may become the distance of 34.5mm to the optical axis 61 of eyepiece optical system from the revolving shaft 60 of the parallelogram prism 1.

[0020] There is less movement magnitude accompanying [ that it is this configuration ] interpupillary-distance adjustment of said optical element 59 than the movement magnitude of the eyepiece image surface, it ends, and the further miniaturization of the immobilization image projection optics fixed part 63 can be attained to the interpupillary-distance adjustment which supplies the flux of light from small LCD62 to the image projection optics migration section 58 which moves with interpupillary-distance adjustment. Although referred to as 20mm in the 1st example, you may be 20mm or less. Moreover, in order to carry out mutually-independent [ of the operation microscope optical system and the image projection optics 9 in the 1st example ] and not to share the optical element of each other, it does not deteriorate each other in the observation image which mutual optical system makes. Therefore, an observer can be provided with both the clear observation image.

[0021] 2nd example drawing 8 is the 2nd example of an operation microscope, it is near the eyepiece optical system of an operation microscope, and the front view of optical-system arrangement of image projection optics, and drawing 9 is the plan. Moreover, drawing 10 R> 0 is the explanatory view showing that interpupillary-distance adjustment of the binocular cylinder part of the operation microscope used in the 2nd example is the Yanchi type method. Hereafter, the optical-system arrangement of near eyepiece optical system and image projection optics in the 2nd example of an operation microscope is explained using drawing 8 , and 9 and 10. drawing 8 , and 9 and 10 -- setting -- 64 -- eyepiece optical system on either side and 65 -- a mirror and 66 -- an eye point on either side and 67 -- in image projection optical system and 70, collimation optical system and 71 show a mirror and, as for small LCD and 68, 72 shows [ the eyepiece image surface on either side and 69 ] prism and the trapezoidal prism with which in image formation optical system and 74 prism and 76 are reflected with the optical axis of the afocal flux of light, and prism and 75 reflect [ 73 ] P 3 times in a field, respectively. Interpupillary-distance adjustment of the binocular cylinder part of the operation microscope in the 2nd example The mirror 65 in front of the eyepiece optical system 64 of right and left

of the binocular cylinder part optical system of an operation microscope is made to slide mutually, as shown in drawing 10. Furthermore, it uses the Yanchi type method which slides also to the upper and lower sides that change of the optical path length by the slide of a mirror 65 should be canceled, and adjusts the spacing  $e$  of the eye point 66 on either side, following and sliding the eyepiece optical system 64 on either side to said mirror 65.

[0022] The 2nd example arranges two image projection optics 69 which leads the flux of light injected from the binocular cylinder part optical system 6 (drawing 1), two small LCD67 which displays an electronic image, and small LCD67 to the eyepiece image surface 68 on either side, and carries out image formation into binocular cylinder part housing of an operation microscope, as shown in drawing 8 and 9. In drawing 9, said image projection optics 69 consists of collimation optical system 70 which the flux of light injected from small LCD67 is collimated, and is made into the afocal flux of light, and image formation optical system 73 which carries out image formation of the afocal flux of light injected from the collimation optical system 70 to up to the eyepiece image surface 68 of an operation microscope, and said collimation optical system 70 constitutes the immobilization fixed part to interpupillary-distance adjustment of a binocular cylinder part with small LCD67, a mirror 71, and prism 72. In drawing 9, said image formation optical system 73 constitutes the migration section which moves united with the eyepiece image surface 68 (drawing 8) where it moves with interpupillary-distance adjustment of a binocular cylinder part with prism 74 and 75. In drawing 9, moreover, the flux of light which connects the fixed part and the migration section of said image projection optics 69 It is the afocal flux of light. Further the travelling direction of said afocal flux of light The prism 72 of the fixed part of the image projection optics 69 is arranged so that it may become the previous slide direction and the previous same direction of the eyepiece image surface 68 (drawing 8) which project an image. Moreover, even if the image formation optical system 73 and the prism 74 of the migration section of the image projection optics 69 slide with interpupillary-distance adjustment of a binocular cylinder part, opening of the migration section is arranged so that the optical-axis 76 top of said afocal flux of light may be slid united with said eyepiece image surface 68. Therefore, since the electronic image on small LCD67 can always be projected on the eyepiece image surface 68 even if the migration section of the image projection optics 69 moves with interpupillary-distance adjustment of a binocular cylinder part, an observer can observe the electronic image on small LCD67 in the observation visual field acquired according to the eyepiece optical system 3 (drawing 8) of an operation microscope on either side.

[0023] Drawing 11 (a) and (b) are the explanatory views showing the optical principle in the above-mentioned configuration in the 2nd example. Hereafter, the optical principle in the above-mentioned configuration in the 2nd example is explained using drawing 11 (a) and (b). the flux of light to which 77 injected small LCD and 78 injected small LCD in drawing 11 (a) and (b), and 79 -- an image projection optical-system fixed part and 80 -- in the image projection optical-system migration section and 83, image formation optical system and 84 show the optical axis of the afocal flux of light, and, as for collimation optical system and 81, 85 shows [ the afocal flux of light and 82 ] the eyepiece image surface, respectively. In addition, 86 in drawing 9 used as an explanatory view here shows the fixed position on the eyepiece image surface. As the flux of light 78 which injected small LCD77 is shown in drawing 11 (a) The collimation optical system 80 of the image projection optics fixed part 79 is passed, and it becomes the afocal flux of light 81. Moreover, the image formation optical system 83 in the image projection optics migration section 82 As shown in drawing 11 (b), even if image formation optical-system 83 self slides in the optical-axis 84 direction of said afocal flux of light 81, the flux of light from small LCD77 can always be received on these conditions. Moreover, since the eyepiece image surface 85 is also slid united with the image formation optical system 83, the image formation optical system 83 is always performing image formation of the electronic image to the fixed position on the eyepiece image surface 85.

[0024] In drawing 8 and 9, prism and a mirror are constituted so that the image projection optics 69 used for the 2nd example may perform flux of light reflection as shown in drawing 8 and 9. Whenever it is this configuration, even if the image projection optics migration section 82 moves with interpupillary-distance adjustment of the binocular cylinder part of an operation microscope, the electronic image on small LCD67 can be projected on the fixed position 86 on the eyepiece image surface 68 with the right sense. When it uses together with the endoscope 37 which carried CCD in order to observe 36 in a thin hole in an operating area unobservable in an operation microscope 49 for the operation microscope by

the 2nd example shown above, as shown in drawing 5 , By displaying on small LCD67 of said image projection optics 69, the electronic image photoed with the endoscope 37 which carried said CCD The electronic image on small LCD67 is followed and projected on the right-and-left eyepiece image surface where it moves with interpupillary-distance adjustment of the binocular cylinder part 48 of an operation microscope. It cannot be based on an observer at interpupillary-distance adjustment, but the operation microscope which can observe the operation microscope observation image 39 and the endoscope observation image 40 at coincidence in the observation visual field 38 acquired by the right-and-left eyepiece optical system 3 ( drawing 8 ) of an operation microscope can be offered. Moreover, the endoscope 37 which carried CCD in drawing 5 is used as the CCD loading endoscope in which 3D observation is possible, and the stereoscopic vision observation not only of the operation microscope observation image 39 but the endoscope observation image 40 is attained at coincidence by the thing which picturized and for which the object for right eyes and the observation image for left eyes are displayed on the object for the right eyes of the image projection optics 69, and small LCD67 for left eyes, respectively.

[0025] Moreover, the operation microscope by the 2nd example can offer the good small operation microscope of workability, not preparing a moved tooth space in housing and maintaining the above-mentioned advantage, since small LCD67 in binocular cylinder part housing which requires a tooth space comparatively, the collimation optical system 70, a mirror 71, and prism 72 are immobilization, as shown in drawing 8 and 9. Moreover, drawing 12 is drawing showing the operation microscope eyepiece image of the right and left in the image projection optics of the 2nd example. Hereafter, the operation microscope eyepiece image of the right and left in the image projection optics of the 2nd example is explained using drawing 12 . In drawing 12 , in the part of the upper right corner of an operation microscope eyepiece image, and 89, an operation microscope observation visual field core and 90 show an operation microscope observation image, and, as for 87, 91 shows [ an operation microscope eyepiece image and 88 ] an endoscope observation image, respectively. As shown in drawing 12 , the image projection optics 69 ( drawing 8 and 9) of the 2nd example has projected the electronic image on small LCD67 ( drawing 8 and 9) on the part 88 of an upper right corner to the operation microscope eyepiece image 87 on either side, and the operation microscope observation visual field core 89 neighborhood is constituted so that the operation microscope observation image 90 may surely become observable.

[0026] If it is this configuration, it can be compatible in observation of the operation microscope observation image 90 as a Maine observation image, and the endoscope observation image 91 with a guide-role, and the fusion of the operation microscope observation image 90 of the right-and-left eyepiece image surface and the endoscope observation image 91 will also become possible. Moreover, since the observed body which is visible to the operation microscope observation visual field core 89 neighborhood is the point with which a focus is doubled for the operation microscope which has an automatic focus function, the operation microscope observation image 90 must appear focusing on [ 89 ] an operation microscope observation visual field. In the 2nd example, in case the automatic focus function in which the operation microscope observation image 90 is observable is used for the operation microscope observation visual field core 89 neighborhood, it does not serve as a failure. In addition, although the electronic image on small LCD67 ( drawing 8 and 9) was projected on the right-and-left eyepiece image surface of an operation microscope in the 2nd example, the projection only to one of the eyepiece image surfaces on either side is sufficient. Furthermore, the image obtained according to image pick-up optical system, such as not only an endoscope image but a video camera, as an electronic image displayed on small LCD67 ( drawing 8 and 9) may be displayed, and other electronic images, such as a wave image of computer graphics and a nerve monitor required at the time of an operation, may be displayed directly. Furthermore, although small LCD67 ( drawing 8 and 9) was used for the electronic image display means in the 2nd example, the electronic image display means of others, such as a plasma display, may be used. Moreover, mutually-independent [ of the operation microscope optical system and the image projection optics 69 ( drawing 8 and 9) of the 2nd example ] is carried out, and in order not to share the optical element which constitutes each other, it does not deteriorate each other in the observation image which mutual optical system makes. Therefore, an observer can be provided with both the clear observation image.

[0027] The table shown below shows the numeric data about the image projection optics 69 ( drawing 8

and 9) adopted as the 1st example and the 2nd example. Moreover, the detail drawing of said image projection optics 69 ( drawing 8 and 9) is shown in drawing 13 .

Object point  $d0 = 36.5711r1 = 85.0398d1 = 2.1 n1 = 1.76182 nu1 = 26.52r2 = 29.4024d2 = 4.5 n2 = 1.51633 nu2 = 64.14 r3 = -40.1071d3 = 2.0r4 = 492.0841d4 = 2.5 n4 = 1.51742 nu4 = 52.43 r5 = -51.2531d5 = 15.0r6 = infinityd6 = 12.0 n6 = 1.56883 nu6 = 56.36r7 = infinityd7 = 6- 21.5536r8 = infinityd8 = 11.0 n8 = 1.56883 nu8 = 56.36r9 = infinityd9 = 2.4r10 = 14.2721d10 = 4.0 n10 = 1.51742 nu10 = 52.43r11 = -8.0096d11 = 1.1 n11 = 1.76182 nu11 = 26.52 r12 = -16.5120d12 = 8.5r13 = infinityd13 = 14.0 n13 = 1.56883 nu13 = 56.36r14 = infinityd14 =$

The 0.5 image point [0028] Furthermore, the table shown below shows the numeric data about the image projection optics (high-definition LCD correspondence) adopted as the 1st example and the 2nd example. Moreover, the detail drawing of said image projection optics (high-definition LCD correspondence) is shown in drawing 14 .

Object point  $d0 = 36.5r1 = 112.1074d1 = 2.8 n1 = 1.81600 nu1 = 46.62r2 = -112.1074d2 = 3.1 r3 = -129.102d3 = 2.2 n3 = 1.84666 nu3 = 23.78r4 = 129.102d4 = 3.1r5 = 72.0703d5 = 3.2 n5 = 1.81600 nu5 = 46.62r6 = -72.0703d6 = 36.5 - 52.05635r7 = 39.0847d7 = 2.2 n7 = 1.88300 nu7 = 40.76r8 = -19.1041d8 = 1.2r9 = -12.4648d9 = 1.2 n9 = 1.72151 nu9 = 29.23r10 = 12.4648d10 = 1.2r11 = 15.7439d11 = 2.7 n11 = 1.88300 nu11 = 40.76 r12 = -25.2987d12 = 8.97r13 = infinityd13 = 14.0 n13 = 1.56883 nu13 = 56.36r14 = infinityd14 =$

The 0.7667 image point [0029] 3rd example drawing 15 is drawing showing the 3rd example which has arranged the protection-from-light member in the migration section of the image projection optics in the 1st and 2 examples. Hereafter, the 3rd example which has arranged the protection-from-light member in the migration section of image projection optics is explained using drawing 15 . drawing 15 -- setting -- 92 -- in eyepiece optical system and 95, an observer's pupil and 96 show prism and, as for a protection-from-light member and 93, O shows [ the eyepiece image surface and 94 ] an image formation point, respectively. In drawing 15 the 3rd example The image projection optics 26 ( drawing 3 ) in the 1st example and the 2nd example, The image projection optics migration section 26 ( drawing 3 ) which moves with interpupillary-distance adjustment of the binocular cylinder part 48 ( drawing 5 ) among 82 ( drawing 11 ), Arrange the protection-from-light member 92 which shades a part of operation microscope flux of light to 82 ( drawing 11 ), and the part which does not have an image in some operation microscope observation images 90 ( drawing 12 ) by the protection-from-light member 92 is created. The image projection optics 9 ( drawing 1 ) and 69 ( drawing 8 ) is arranged so that small LCD34 ( drawing 4 ) and the electronic image on 67 ( drawing 8 ) may be projected on a part without the image. In this example, said protection-from-light member 92 serves also as the reflective member which reflects the flux of light from small LCD34 ( drawing 4 ), and is planning space-saving [ in the binocular cylinder part housing 5 ( drawing 1 ) ]. The operation microscope observation image 55 ( drawing 6 ) and the endoscope observation images 56 ( drawing 6 ) overlap that it is the above-mentioned configuration, it is not visible, and an observer can be provided with clear coincidence observation. In addition, in order not to interfere even if it laps with the operation microscope observation image 55 when displaying wave images other than endoscope observation image 56 (for example, a nerve monitor etc.) on small LCD34 ( drawing 4 ), the protection-from-light member 92 which shades said a part of operation microscope flux of light may be replaced with a half mirror.

[0030] 4th example drawing 16 is drawing showing the 4th example which has arranged movable prism in the migration section of the image projection optics in the 1st and 2 examples. Hereafter, the 4th example which has arranged movable prism in the migration section of the image projection optics in the 1st and 2 examples is explained using drawing 16 . In drawing 16 , 97 shows movable prism and 98 shows the movable prism after migration, respectively. Drawing 16 The inside of the image projection optics 9 ( drawing 1 ) and 69 ( drawing 8 ) in the 1st and 2 examples, The image projection optics migration section 26 ( drawing 3 ) which moves with interpupillary-distance adjustment of a binocular cylinder part, It constitutes so that the endoscope observation image 91 ( drawing 12 ) projected into the observation visual field of the observer obtained by 82 ( drawing 11 R> 1) according to the eyepiece optical system 94 of an operation microscope with migration of the movable prism 97 which an observer can move to arbitration may move out of an observation visual field. When an observer judges the endoscope observation image 91 to be unnecessary with it being the above-mentioned configuration, it becomes possible for an observer to move the endoscope observation image 91 out of an observation visual field.



[0031] 5th example drawing 17 is the 5th example, and is drawing showing building in binocular cylinder part optical system, the eyepiece optical system of a right-and-left pair, image projection optics, and small LCD in binocular cylinder part housing of the operation microscope in the 1st and 2 examples, considering as one unit, and considering as the removable configuration to body section housing of an operation microscope. Hereafter, the configuration of the binocular cylinder part housing unit of the operation microscope in the 1st and 2 examples and body section housing of an operation microscope is explained using drawing 17. In drawing 17, the unit in which 99 built binocular cylinder part optical system, eyepiece optical system, image projection optical system, and small LCD, an operation microscope binocular cylinder part unit usual [ 100 ] in body section housing of an operation microscope and 101, and 102 show an observer's pupil, and 103 shows an operating area, respectively. As shown in drawing 17, the binocular cylinder part optical system 6 ( drawing 1 ), the eyepiece optical system 18 ( drawing 1 ) of a right-and-left pair, the image projection optics 9 ( drawing 1 ), and one unit 99 that built in small LCD7 ( drawing 1 ) consist of the 5th example removable to the body section housing 100 of an operation microscope among the operation microscopes in the 1st and 2 examples in the binocular cylinder part housing 5 ( drawing 1 ).

[0032] It becomes possible, if it is this configuration to exchange for the above-mentioned unit 99 and the usual operation microscope binocular cylinder part unit 101 systematically. The observer 50 ( drawing 5 ) who does not need coincidence observation of the operation microscope observation image 39 ( drawing 5 ) and the endoscope observation image 40 ( drawing 5 ) can observe the operation microscope observation image 39 ( drawing 5 ) by the usual binocular cylinder part 48 ( drawing 5 R> 5), while the body section 49 ( drawing 5 ) of an operation microscope has been the same. Since joint use is carried out by the neurosurgery, ophthalmology, orthopedics, etc. in one medical facilities in many cases and a use gestalt changes with each subject, an operation microscope becomes possible [ offering the operation microscope according to the request of each subject by carrying out unit exchange ].

[0033] The binocular cylinder part of the operation microscope in the 1st and 2 examples is a tilt-angle adjustable binocular cylinder part, and 6th example drawing 18 is drawing where image projection optics is built in in movable lens-barrel section housing and in which showing the 6th example. Hereafter, the configuration of the image projection optics built in in movable lens-barrel section housing in case the binocular cylinder part of the operation microscope in the 1st and 2 examples is a tilt-angle adjustable binocular cylinder part is explained using drawing 18. In drawing 18, 104 shows binocular cylinder part movable lens-barrel section housing, and 105 shows binocular cylinder part fixed lens-barrel section housing, respectively. In drawing 18, the binocular cylinder part 48 ( drawing 5 ) of the operation microscope in the 1st and 2 examples is a tilt-angle adjustable binocular cylinder part, and, as for the 6th example, the image projection optics 9 is built in in the movable lens-barrel section housing 104. If the image projection optics 9 is built in in the movable lens-barrel section housing 104, it moves united with migration of the eyepiece image surface accompanying the tilt-angle adjustable, and although it moves in connection with adjustable [ of a tilt angle ] in the eyepiece image surface, since the eyepiece image surface becomes immobilization, it will become possible [ it becoming unnecessary to establish the device in which migration of the eyepiece image surface accompanying the tilt-angle adjustable is newly followed, and preventing excessive enlargement ] for the image projection optics 9.

[0034] 7th example drawing 19 is drawing showing the 7th example of an operation microscope. Hereafter, the 7th example of an operation microscope is explained using drawing 19. In drawing 19, housing with which 106 builds in small LCD and image projection optics, the image projection optics unit in which 107 builds small LCD and image projection optics, and 108 show operation microscope binocular cylinder part housing, respectively. In the 1st example and the 2nd example, the 7th example arranges small LCD7 ( drawing 1 ) and the image projection optics 9 ( drawing 1 R> 1) in one housing 106, and considers them as a removable configuration to the usual operation microscope binocular cylinder part housing 108 as an image projection optics unit 107. It becomes possible not to exchange the effectiveness of the 5th example of the above as it is this configuration, and to obtain a binocular cylinder part unit only by attachment and detachment of the image projection optics unit 107.

[0035] 8th example drawing 20 (a), (b), drawing 21 (a) and (b), and drawing 22 are drawings showing the 8th example of an operation microscope. Drawing 20 is an optical plot plan of operation microscope



binocular cylinder part optical system where image projection optics is built in in housing, or an image projection optics unit has the interpupillary-distance adjustment device of a removable G ten top method, (a) is the plan and (b) is the side elevation. Drawing 21 is an optical plot plan of operation microscope binocular cylinder part optical system where image projection optics is built in in housing, or an image projection optics unit has the interpupillary-distance adjustment device of the removable Yanchi type method, (a) is the plan and (b) is the side elevation. Both drawing 22 R> 2 (a) and (b) are the comparison Figs. of trapezoidal-prism P which reflects 3 times in a field and trapezoidal-prism Q reflected twice in a field to which 180 degrees of flux of light travelling directions are transformed. The 8th example arranges trapezoidal-prism P which builds in image projection optics in housing 5 (drawing 1), or is reflected 3 times in the field of one pair of right and left in the optical element from which an image projection optics unit constitutes the binocular cylinder part optical system 6 (drawing 1) of a removable binocular cylinder part. Said binocular cylinder part optical system 6 must create the tooth space for arranging the image projection optics 9 (drawing 1) on the inside of the binocular cylinder part housing 5, or the outskirts of housing 5. Therefore, the prism which must miniaturize each optical element which constitutes the binocular cylinder part optical system 6 as much as possible, and requires a tooth space comparatively, especially trapezoidal-prism [ which reflects a flux of light travelling direction twice in the field transformed 180 degrees ] Q (drawing 22 (a)), etc. are the optical elements which must be miniaturized most. At this example, the miniaturization of the thickness direction of prism is enabled by changing trapezoidal-prism Q reflected twice in said field into trapezoidal-prism P (drawing 22 (b)) reflected 3 times in a field. Therefore, an observer can be provided with the good small binocular cylinder part of the workability which has an image projection function. In addition, this example will become possible [ providing an observer with a smaller binocular cylinder part ], if it is adopted as the usual binocular cylinder part.

[0036] Hereafter, the numeric data of the operation microscope binocular cylinder part optical system which adopted this example is shown. The following data are numeric data about the binocular cylinder part optical system which has the interpupillary-distance adjustment device of the G ten top method shown in drawing 20.

$r1 = 36.53$   $d1 = 1.9$   $n1 = 1.60342$   $nu1 = 38.03$   $r2 = \text{infinity}$   $d2 = 5.1$   $r3 = 75.245$   $d3 = 2.4$   $n3 = 1.51633$   $nu3 = 64.14$   $r4 = -30.385$   $d4 = 1.6$   $n4 = 1.58144$   $nu4 = 40.75$   $r5 = 30.385$   $d5 = 22.5$   $r6 = \text{infinity}$   $d6 = 25.607$   $n6 = 1.56883$   $nu6 = 56.36$   $r7 = \text{infinity}$   $d7 = 1.132$   $r8 = \text{infinity}$   $d8 = 45.244$   $n8 = 1.56883$   $nu8 = 56.36$   $r9 = \text{infinity}$   $d9 = 8.0$   $r10 = \text{infinity}$   $d10 = 55.426$   $n10 = 1.51633$   $nu10 = 64.14$   $r11 = \text{infinity}$   $d11 = 1.0$   $r12 = \text{infinity}$   $d12 = 22.0$   $n12 = 1.56883$   $nu12 = 56.36$   $r13 = \text{infinity}$   $d13 = 7.931$   $r14 = \text{infinity}$   $d14 = 58.5$   $n14 = 1.56883$   $nu14 = 56.36$   $r15 = \text{infinity}$   $d15 =$  The 3.53 image point [0037] The following data are numeric data about the binocular cylinder part optical system which has the interpupillary-distance adjustment device of the Yanchi type method shown in drawing 21.

$r1 = 35.1815$   $d1 = 2.4$   $n1 = 1.51742$   $nu1 = 52.43$   $r2 = -24.3244$   $d2 = 1.6$   $n2 = 1.62588$   $nu2 = 35.70$   $r3 = -76.5057$   $d3 = 9.5$   $r4 = 1840.6599$   $d4 = 1.6$   $n4 = 1.51633$   $nu4 = 64.14$   $r5 = 29.1137$   $d5 = 11.5$   $r6 = \text{infinity}$   $d6 = 25.607$   $n6 = 1.56883$   $nu6 = 56.36$   $r7 = \text{infinity}$   $d7 = 1.132$   $r8 = \text{infinity}$   $d8 = 45.239$   $n8 = 1.56883$   $nu8 = 56.36$   $r9 = \text{infinity}$   $d9 = 8.0$   $r10 = \text{infinity}$   $d10 = 71.014$   $n10 = 1.56883$   $nu10 = 56.36$   $r11 = \text{infinity}$   $d11 = 10.0$   $r12 = \text{infinity}$   $d12 = 24.0$   $n12 = 1.56883$   $nu12 = 56.36$   $r13 = \text{infinity}$   $d13 =$  In the 15.1032 image point, however each above-mentioned example The radius of curvature of each lens side or a prism side,  $d1$ ,  $d2$ , ...  $r1$ ,  $r2$ , and ..... Thickness or spacing of each lens or prism, As for  $n1$ ,  $n2$ , and ....., the refractive index of each lens or prism,  $nu1$ ,  $nu2$ , and ... show the Abbe number of each lens or prism, respectively.

[0038] 9th example drawing 23 is drawing showing the 9th example of an operation microscope, and is drawing showing the eyepiece optical system of an operation microscope, and the detail near an eye point. In drawing 23, the observation image according [ 113 ] to an endoscope and 114 show the electronic image on projected small LCD according [ the exit pupil from which eyepiece optical system makes 109 and operation microscope optical system makes 110, the exit pupil from which image projection optics makes 111, and 112 ] to the eye point of an operation microscope, respectively. In the 1st example and the 2nd example, as shown in drawing 23, the 9th example sets to  $\phi 3\text{mm}$  the diameter of the exit pupil 111 which arranges in piles the exit pupil 110 which operation microscope optical system makes, and the exit pupil 111 which the image projection optics 9 (drawing 1) makes in the same location through the eyepiece optical system 109 of an operation microscope, and the image

projection optics 9 makes, and makes it larger than the exit pupil 110 which operation microscope optical system makes. If it has an own eye in the eye point 112 of an operation microscope in order that an observer may observe an operation microscope observation image as it is this configuration, the operation microscope observation image 113 and the electronic image 114 on small LCD7 projected on the operation microscope eyepiece image surface are observable to coincidence. Moreover, although brightness differs mutually, and a difference may usually produce the operation microscope observation image 113 on the eyepiece image surface, and the electronic image on projected small LCD7 in the brightness of both the observation image since the brightness of the operation microscope observation image 113 is higher The exit pupil 111 which the image projection optics 9 makes from this example is larger than the exit pupil 110 which operation microscope optical system makes, and since it constitutes in  $\phi 3\text{mm}$  so that it may become larger than human being's pupil diameter ( $\phi 2.5\text{mm}$ ), the difference of the apparent brightness of both the observation image becomes that it is hard to sense.

[0039] 10th example drawing 24 (a) shows the perspective view of small LCD by which drawing 24 (b) is used for this optical system in the optical system of the 10th example of an operation microscope, respectively. Hereafter, the 10th example of an operation microscope is explained. In drawing 24 (a) and (b) small LCD and 116 115 The screen of small LCD, The image core of the observation image according [ 118 ] to an endoscope, and the observation image according [ 119 ] to an endoscope according [ 117 ] to the entrance pupil of image projection optics, The periphery side of the observation image according [ 120 ] to an endoscope, the flux of light to which incidence of 121 is carried out to image projection optics from the screen of small LCD, The chief ray of the flux of light which carries out incidence of 122 to image projection optics from the screen of small LCD, 123 shows the distance from the image core 119 of the endoscope observation image 118 of displaying the collimation optical system of image projection optics, and A on the distance from the screen 116 of small LCD115 to the entrance pupil 117 of image projection optics, and having displayed H on the screen 116 of small LCD115 to the periphery side 120, respectively. In the 10th example, the observation image by the endoscope displayed on the screen 116 of small LCD115 is formed in the circle configuration with a diameter of 16.8mm, and the location of the entrance pupil 117 of image projection optics is arranged in the place distant from the small LCD screen 68.5mm or more.

[0040] The following conditional expression is satisfied as it is this configuration. In the case of this example, it was set to  $H=8.4$  and  $A=100$ , and the following conditional expression is satisfied.

$$A \geq (H/\tan 7^\circ)$$

(However, it is the distance from the image core of the observation image by the endoscope which displayed A on the distance from the LCD screen to the entrance pupil of image projection optics, and displayed H on the LCD screen to the maximum circumference.) that it is this configuration Since, as for the chief ray 122 of the flux of light 121 which carries out incidence to image projection optics, an include angle is not attached from the screen of small LCD115 too much to the screen of small LCD115, Even if the include-angle property of a color tone uses small LCD115 which is not not much good, the displayed whole image is observable in the same color tone.

[0041] 11th example drawing 25 is drawing showing the 11th example of an operation microscope, (a) shows the appearance perspective view of an operation microscope binocular cylinder part, and (b) shows the cross-sectional view of an operation microscope binocular cylinder part, respectively. Hereafter, the 11th example of an operation microscope is explained. In drawing 25 (a) and (b), the binocular cylinder part housing 124 of an operation microscope provided the tooth space 126 in the direction to which an observer's brow 125 comes exactly, when an observer looked into and observed a binocular cylinder part, and it arranges two small LCD127 and two image projection optics 128 in this tooth space 126. The enlargement which will be produced when said small LCD127 and image projection optics 128 are built in in the binocular cylinder part housing 124 if it is this configuration can be centralized in an observer's direction of the brow, since neither the direction of a hand nor a longitudinal direction is made to produce an unnecessary protrusion in case an observer looks into and observes a binocular cylinder part, it can change that it is possible to avoid to become the obstacle of an operation, and the fall of workability can be prevented. Since the completely same effectiveness is acquired even if it transposes to a stereoscopic microscope, the operation microscope which can be set by the 11th example from the above example [ 1st ] may be transposed to a stereoscopic microscope.

[0042] 12th example drawing 26 is drawing showing the 12th example of an operation microscope.

With operation microscope optical system, the operation microscope of this example has \*\*\*\*\* image projection optics for the observation image by the endoscope optical system of another object to the eyepiece optical system of an operation microscope, and it is constituted so that an operation microscope observation image and an endoscope observation image can be observed to coincidence. As shown in drawing 26, the flux of light 132 injected from the endoscope observation image 131 penetrates 1st lens group 133a of the image projection optics 133, and turns into the emission flux of light 134, and 2nd lens group 133b of the image projection optics 133 receives and carries out image formation of said emission flux of light 134, it being united with the eyepiece image surface 135 and the eyepiece optical system 136, and moving in the direction of optical-axis M by interpupillary-distance adjustment. Although this image formation location 137 carries out image formation to the location which shifted to the eyepiece image surface 135 with interpupillary-distance adjustment at this time, since it shifts within the depth width of face W of the eye 138 of the observer through the eyepiece optical system 136, an observer can observe clearly the operation microscope observation image 140 on the eyepiece image surface 135, and the endoscope observation image 141 projected by the image projection optics 133 to coincidence. Although the flux of light injected from 1st lens group 133a of the image projection optics 133 was made into the emission flux of light in this example, the convergence flux of light is sufficient. [0043] In the operation microscope of the 12th example, the focus gap to the eyepiece image surface 135 of the projection image which said a part of image projection optics 133 moves within limits to which the opening can incorporate the flux of light, and changes with migration of a part of said image projection optics 133 fulfills the following conditions.

$$-2((foc2)/1000)<X<2((foc2)/1000)$$

However, it is the amount [ as opposed to / as opposed to / in foc / the focal distance of eyepiece optical system / the eyepiece image surface of a projection image in X ] of focus gaps.

[0044] Although observation can do a microscope observation image after the focus has suited if the above-mentioned conditional expression was set up in consideration of the depth of focus of an observer's eyes and exceeds the bound of conditional expression, an endoscope image will be observed in the condition that a focus is not correct, and after the focus has suited, it cannot observe both images to it. However, since it will be settled in the depth of focus of an observer's eye even if a projection image carries out focus gap to the eyepiece image surface with migration of a part of said image projection optics if it is the configuration of this example, an observer can be provided with an operation microscope compatible [ an operation microscope observation image and an endoscope observation image ].

[0045] 13th example drawing 27 (a) is the 13th example of the operation microscope concerning this invention, and drawing 27 (b) is the outline block diagram of the optical system of the binocular cylinder part in the operation microscope of this example. CCU41 connected to the endoscope CCD camera adapter 43 like drawing 27 (a), a waveform monitor 146, CT147, etc. are connected to the image processing system 145 of drawing 27 R> 7 (b), and each image is displayed on the screen of small LCD148 at coincidence. Two or more images displayed on this small LCD148 can be projected on the eyepiece image surface 151 of the operation microscope optical system 150 according to the image projection optics 149. Therefore, an observer 50 can get image information useful to operations, such as not only the operation microscope observation image 152 but the endoscope image 155, and the waveform monitor image 156, the CT image 157, to coincidence by carrying out expansion observation of the observation image through the eyepiece optical system 153. In addition, since it is not necessary to increase image display means and the image projection optics 149, such as small LCD148, in order to display two or more images, housing cannot be enlarged and an observer can be provided with the good small operation microscope of workability. In addition, as above-mentioned small LCD148, the oblong thing of 16:9 is suitable for the screen.

[0046] If it is this configuration, it is necessary to increase neither an electronic image display means nor the number of image projection optics. For example, enlargement of housing can be prevented if two or more images are displayed on one electronic image display means. Although each of two or more images becomes small at this time, an observer can be provided with the image with observation impossible for which is not if the scale factor of image projection optics is chosen appropriately. Moreover, it can add with an operation microscope observation image in the observation visual field acquired by the observer according to operation microscope optical system, and two or more

coincidence can be provided with image information useful to the operation of an endoscope image, a CT image, a waveform monitor image, etc., etc.

[0047] 14th example drawing 28 is the 14th example of the operation microscope concerning this invention. CCU41 and the waveform monitor 146 which were connected to the CCD camera adapter 43 for endoscopes like drawing 27 (a) are connected to the image processing system 160 of drawing 28, and the endoscope image 155 and the waveform monitor image 156 are displayed on two right and left of the screen of small LCD161 at coincidence, respectively. Two or more images displayed on this small LCD161 according to the image projection optics 162 It can project on the eyepiece image surface 163 of the operation microscope optical system 150.